

# **Apikale Dichtigkeit von Wurzelkanälen nach Eingliederung von Glasfaserstiften**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

**Philipp Bahr**  
aus Berlin

2014

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Andreas Braun
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Werner Götz

Tag der Mündlichen Prüfung: 25.2.2014

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive  
Zahnheilkunde,  
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen  
Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn,  
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Søren Jepsen, M.S.  
in Kooperation  
mit der Abteilung für Zahnerhaltungskunde,  
Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der  
Philipps-Universität Marburg,  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Meinen Eltern gewidmet



## Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung .....	8
1.1	Stiftgestaltung .....	10
1.2	Stiftmaterial .....	10
1.2.1	Wurzelstifte aus Metall .....	11
1.2.2	Keramische Wurzelstifte.....	12
1.2.3	Faserverstärkte Wurzelstifte.....	13
1.2.3.1	Karbonfaserverstärkte Wurzelstifte .....	14
1.2.3.2	Quarzfaser verstärkte Wurzelstifte .....	15
1.2.3.3	Glasfaserverstärkte Wurzelstifte .....	15
1.3	Befestigungsmaterial.....	16
1.3.1	Glasionomerkement .....	17
1.3.2	Kunststoffmodifizierter Glasionomerkement.....	18
1.3.3	Adhäsiver Befestigungszement.....	19
1.3.3.1	Adhäsivsysteme .....	19
1.3.3.2	Kompositzemente.....	21
1.4	Zielsetzung.....	22
2.	Material und Methode.....	23
2.1	Allgemeines.....	23
2.2	Versuchsgruppen .....	23
2.3	Stiftsystem (FRC Postec Plus) .....	23
2.4	Zemente .....	24
2.4.1	Multilink Automix und Adhäsivsystem A+B .....	24
2.4.2	Rebilda DC und Solobond Plus.....	24
2.4.3	Meron Plus AC .....	25
2.5	Vorbereitende Maßnahmen für das Zementieren der Stifte .....	25

2.5.1	Normbohrung .....	26
2.5.2	Vorbehandlung der Stifte.....	26
2.6	Zementieren der Wurzelstifte .....	26
2.6.1	Versuchsgruppe 1 (Multilink Automix) .....	26
2.6.2	Versuchsgruppe 2 (Rebilda DC) .....	27
2.6.3	Versuchsgruppe 3 ( Meron Plus AC ).....	28
2.7	Thermische Wechselbelastung .....	29
2.8	Vorbereitende Maßnahmen zur Untersuchung der apikalen Dichtigkeit und REM-Untersuchung .....	29
2.8.1	Abtrennen der Apices und Abdrucknahme der Schnittflächen .....	30
2.8.2	Tuschepenetration.....	31
2.9	"Klärung" der Zahnwurzeln.....	32
2.10	Fotografische Auswertung.....	33
2.11	Herstellung der Replika und REM-Auswertung .....	34
2.12	Methoden zur statistischen Auswertung.....	36
3.	Ergebnisse .....	37
3.1	Ergebnisse der Tuschepenetration .....	37
3.1.1	Multilink Automix .....	37
3.1.2	Rebilda DC.....	37
3.1.3	Meron Plus AC .....	38
3.1.4	Vergleichende Darstellung der Tuschepenetration .....	39
3.2	Ergebnisse der REM-Untersuchung.....	39
3.2.1	Multilink Automix .....	40
3.2.2	Rebilda DC.....	40
3.2.3	Meron Plus AC .....	41
3.2.4	Vergleichende Darstellung der REM-Untersuchung .....	42

4.	Diskussion.....	43
5.	Zusammenfassung.....	63
6.	Anhang .....	64
7.	Literaturverzeichnis .....	70
8.	Danksagung .....	89

## 1. Einleitung

Eine umfangreiche Zerstörung des koronalen Anteils eines erhaltungswürdigen Zahnes stellt den Behandler bei einer Versorgung vor verschiedene Probleme. Hauptursachen für diese Destruktionen sind überwiegend Kariesbefall oder Traumata der betreffenden Zähne, die dazu führen können, dass eine ausschließliche Verankerung einer Restauration im koronalen Anteil nicht dauerhaft möglich ist. So empfiehlt sich ab einem gewissen Zerstörungsgrad der Zahnkrone, den Aufbau des koronalen Anteils und die meist notwendige Versorgung mit einer laborgefertigten Restauration zusätzlich über einen im Wurzelkanal befestigten Wurzelstift zu stabilisieren (Smith und Schuman, 1997). Dies setzt eine endodontische Behandlung des Zahns voraus, die oftmals schon durch die klinische Symptomatik unerlässlich wird. Umfangreiche Zahnhartsubstanzverluste durch kariöse Zerstörungen können über Stoffwechsel- und Abbauprodukte von Bakterien Irritationen der Zahnpulpa auslösen, was eine Entzündung des Zahnnervs bewirken kann (Langeland, 1981). Die freigesetzten Toxine können sich langfristig ebenfalls über das Foramen physiologicum ausbreiten und eine apikale Parodontitis verursachen. Aus diesem Zusammenhang ergibt sich eine weitere für den langfristigen Erfolg einer endodontischen Behandlung anzustrebende Notwendigkeit, damit der Zahn als funktionstragendes Element auf Dauer erhalten werden kann. Die Wurzelfüllung des aufbereiteten Kanals sollte diesen abdichten, um die Vermehrung etwaiger verbliebener Bakterien und eine erneute Parodontitis zu verhindern. Auch nach Befestigung eines Wurzelstiftes sollte eine Dichtigkeit gewährleistet sein, um einen Langzeiterfolg von endodontischer Behandlung und Restauration nicht zu gefährden. Erstrebenswert wäre daher die Verwendung von Materialien, mit denen diese Abdichtung erreicht und gegebenenfalls auch nach einer notwendigen Wurzelspitzenresektion aufrecht erhalten werden kann. Weiterhin wäre, zum Beispiel im Fall einer Stiftfraktur oder Sekundärkaries, eine mögliche Entfernbarekeit des Stiftes wünschenswert. Neben erneutem kariösen Befall sind die Gründe für Misserfolge von stiftverankerten Restaurationen vor allem Retentionsverlust des Wurzelstiftes, Fraktur des Stiftes oder des Zahnes (Lewis und Smith, 1988), weswegen die Verankerung des Stiftes im Wurzelkanal als ein entscheidendes Kriterium für einen langfristigen Erfolg angesehen wird (Johnson und Sakumura, 1978; Mentink et al., 1993). Zusätzliche Anforderungen, wie eine hohe Belastbarkeit des Wurzelstiftes sowie eine gute Biokompatibilität des Stift- und Befestigungsmaterials, sind weitere zu beachtende Aspekte bei der Auswahl eines Stiftsystems.



Der Gedanke, mittels Stift eine Zahnkrone zu stabilisieren, geht bis in das 18. Jahrhundert zurück. In seinem 1728 erschienenen Werk "Le chirurgien dentiste" beschreibt Pierre Fauchard den Versuch, eine künstliche Krone durch einen Metallstift zu befestigen (Fauchard, 1733). Auch in dem von Philipp Pfaff 1756 veröffentlichten Lehrbuch "Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten" ist eine Beschreibung über das Verfahren zu finden, durch das Insertieren eines metallenen Drahtes in den Wurzelkanal den Aufbau und die künstliche Zahnkrone zu stabilisieren: *"Man setzet auch Zähne mit einem Zapfen ein, da nämlich der Zapf in das Loch der noch fest sitzenden Wurzel eines abgebrochenen Zahnes hineingebracht wird, welches auch gar füglich geschehen kann, wenn sich der Nerv des Zahnes völlig zurückgezogen hat. [...] Wenn ich nun gewiß bin, daß der Nerve von dem Zapfen nicht berührt werden kan; so feile ich erstlich die Wurzel bis dicht an das Zahnfleisch weg, so daß sie recht platt sey; darnach bohre ich das Loch, welches alle Wurzeln eines jeden Zahnes haben, etwas grösser. Hernach feile ich mir nach Proportion der Tiefe und Breite der erweiterten Oefnung ein Stück messingen Drath [...]. Wenn nun der Zahn fertig ist, [...],so bohre ich den Drath so tief, als ich es haben will, in die Wurzel hinein. Dabey mache ich etwas Alaun in einem Löffel warm und fülle das Loch in dem neuen künstlichen Zahn mit der warmen Alaun aus und stecke den Zahn geschwind auf das Stift und halte den Zahn so lange mit den Fingern fest, bis der Alaun kalt geworden. Solchergestalt ist denn ein Zapfenzahn eingesetzt."* (Pfaff, 1756). Ausgehend von der somit alten Idee einer zusätzlichen Stabilisierung einer koronal befestigten Restauration durch einen metallenen Wurzelstift entstanden Vorläufer der heutigen Systeme, deren Einteilung aufgrund der Vielzahl an unterschiedlichen Stiften variabel ist. Im Gegensatz zu den nach Anpassung und Nehmen eines Abdruckes im Labor gefertigten gegossenen, indirekten Stiftaufbauten können vorgefertigte, direkte Wurzelstiftsysteme in derselben Behandlungssitzung zeitnah zementiert werden. Übergreifende Gemeinsamkeit nahezu aller konfektionierten Stiftsysteme ist die vor der Zementierung vorzunehmende Normbohrung. Eine mögliche Einteilung ist anhand ihrer Befestigungsart in aktiv oder passiv vorzunehmen. Ein aktiv befestigter Wurzelstift besitzt im Allgemeinen ein Gewinde und wird in den Wurzelkanal hineingedreht sowie zementiert. Diese Vorgehensweise birgt das Risiko von Wurzelfrakturen aufgrund der auftretenden Kerbspannung (Kaelin und Scharer, 1991; Schmeissner, 1985). Passiv befestigte Stifte besitzen kein Gewinde und werden nach

passgenauer Pilotbohrung ausschließlich zementiert. Weiteres Unterscheidungsmerkmal und eine Möglichkeit zur Einteilung der Stiftsysteme sind deren Stiftgestaltung oder das Stiftmaterial.

### **1.1 Stiftgestaltung**

Anhand des Stiftquerschnitts von koronal nach apikal können zylindrische, konische sowie die Kombination aus beiden, zylindro-konische Stiftsysteme, voneinander unterschieden werden. Zylindrische Stifte bieten eine gleichmäßige Verteilung der fortgeleiteten Kräfte über die gesamte Stiftlänge (Cooney et al., 1986), und mit ihnen können hohe Retentionswerte erreicht werden (Standlee et al., 1978). Von Nachteil ist der hohe Verlust an Zahnhartsubstanz bei der Präparation und damit das Risiko einer Wurzelperforation (Kaelin und Scharer, 1991). Bei konischen Stiftsystemen ist ein geringeres Risiko für Perforationen zu beobachten (Weine et al., 1991), allerdings sind deren Retentionswerte nicht so hoch wie bei zylindrischen Systemen (Standlee et al., 1978). Nachteilig ist auch das Auftreten von Spannungsspitzen im apikalen und zervikalen Anteil des Wurzelstiftes (Cooney et al., 1986), auch wenn diese Kräfte durch eine zu präparierende Abstützung im zervikalen Bereich kompensiert werden können (Gutmann, 1977; Schmeissner, 1983). Mit der Kombination aus beiden Querschnitten versuchte man die Vorteile beider Systeme zu nutzen und deren Nachteile zu minimieren. Diese zylindro-konischen Stiftsysteme weisen gute Retentionswerte auf (Kaelin und Scharer, 1991), und durch den im apikalen Anteil konischen Wurzelstift ist die Gefahr einer lateralen Wurzelperforation geringer. Mittlerweile sind Stiftsysteme erhältlich, deren konischer apikaler Anteil zwei verschiedene Konizitäten aufweist. Dieses als "double-tapered" bezeichnete Design soll die auftretenden Kerbspannungen weiter reduzieren und durch den dem anatomischen Verlauf vor allem weitlumiger Kanäle besser angepassten Stiftdurchmesser die Passgenauigkeit erhöhen (Boudrias et al., 2001).

### **1.2 Stiftmaterial**

Ausgehend von Metallstiften unterschiedlicher Legierungen sind heute eine Vielzahl an direkten Wurzelstiftsystemen aus verschiedenen Materialien erhältlich. Die Verwendung von faserverstärkten Kompositstiften hat in den beiden letzten Jahrzehnten stark zugenommen, seit vermutet wurde, dass die Gründe für Misserfolge vor allem innerhalb der

unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften der verwendeten konventionellen Wurzelstiftmaterialien zum Dentin zu suchen sind. Hier fand vor allem ein Materialkennwert verstärkte Beachtung, der Elastizitätsmodul (E), auch Youngscher Modul genannt. Der Betrag dieses Wertes aus der Werkstofftechnik beschreibt den Widerstand, den ein Werkstoff einer auf ihn wirkenden Kraft entgegensetzt, und wird durch den Quotienten von mechanischer Spannung ( $\sigma$ ) und Dehnung ( $\epsilon$ ) errechnet.

Elastizitätsmodul  $E = \sigma/\epsilon$  (Einheit in GPa)

Bei linear-elastischen Werkstoffen wird der E-Modul durch die Steigung einer Geraden im Spannung-Dehnungs-Diagramm wiedergegeben (Geis-Gerstorfer, 2005), diese Stoffe reagieren isotrop. Das heißt, die erfahrene mechanische Spannung ist proportional zur ausgeübten Dehnung. Auf diese Weise reagieren zum Beispiel Metalle bis zum Erreichen ihrer Verformungsgrenze. Eine große Steigung der Geraden beziehungsweise ein hoher Betrag des Elastizitätsmodul bedeutet somit einen höheren Kraftaufwand zur reversiblen Verformung des Werkstoffes (Geis-Gerstorfer, 2005), dieser Stoff ist dementsprechend steif. Ein niedrigerer Betrag des E-Moduls lässt daher auf einen elastischen Werkstoff schließen.

### **1.2.1 Wurzelstifte aus Metall**

Wohl am weitesten verbreitet und am längsten im klinischen Einsatz sind konfektionierte Wurzelstifte aus Metalllegierungen oder aus Titan. Sie sind im Vergleich zu anderen Materialien in der Herstellung am günstigsten und werden aus Kostengründen verwendet oder wenn eine bestimmte Legierung gewünscht wird. Diese Wurzelstifte zeichnen sich durch eine sehr hohe Materialfestigkeit und ein hohes Elastizitätsmodul aus, die Biegefestigkeit von Wurzelstiften aus Metall kann die des Wurzeldentins um das siebenfache übersteigen (Plotino et al., 2007). Diese Eigenschaften können ein Risiko für Wurzelfrakturen darstellen (Assif und Gorfil, 1994; Fernandes et al., 2003), die Häufigkeit für das Auftreten von Wurzelbrüchen bei Verwendung eines Metallstiftes wird mit zwei bis vier Prozent angegeben (Morfis, 1990). Zudem entstehen die beobachteten Frakturen oft in einer unvorteilhaften Weise, die eine Neuversorgung unmöglich macht und die Extraktion des betreffenden Zahnes unumgänglich werden lassen (Cormier et al., 2001; Heydecke et al., 2002; Martinez-Insua et al., 1998; Sidoli et al., 1997). Ebenfalls unvor-

teilhaft ist, zum Beispiel beim Auftreten einer apikalen Erkrankung, die eingeschränkte Revidierbarkeit von Wurzelstiften aus Metall, da diese oftmals nur unter starkem Verlust an Zahnhartsubstanz möglich ist. Ein weiterer Nachteil eines Metall- oder Titanwurzelstiftes ist die Opazität, die vollkeramische Restaurationen aufgrund der hohen Transluzenz dunkler erscheinen oder sogar den Stift sichtbar werden lässt. Diese kosmetischen Nachteile verbieten bei der Verwendung von Vollkeramik im ästhetisch hoch anspruchsvollen Frontzahngebiet einen metallenen Wurzelstift. Zusätzlich kann es bei Metallen, vor allem beim Auftreten von Korrosion, zu Verfärbungen der Zahnwurzel oder auch des umliegenden Gewebes kommen (Riedling und Kappert, 1988; Wirz und Christ, 1982), die die Ästhetik beeinträchtigen.

### **1.2.2 Keramische Wurzelstifte**

Um die beschriebenen ästhetischen Einbußen zu vermeiden, wurde die Verwendung von keramischen Wurzelstiften diskutiert. Diese zunächst aus Glas- oder Aluminiumoxidkeramik hergestellten Wurzelstifte (Kern et al., 1991; Pissis, 1995) wurden mittlerweile durch Stifte aus Zirkonoxid ersetzt. Hervorzuheben ist die hohe Biokompatibilität von Keramik beziehungsweise Zirkonoxid (Akagawa et al., 1993; Ichikawa et al., 1992). Zirkonoxid verfügt über eine wesentlich höhere Biegefestigkeit als Glaskeramik oder auch als Aluminiumoxidkeramik. Durch die Verwendung von keramischen Wurzelstiften lassen sich auch bei vollkeramischen Restaurationen ansprechende ästhetische Ergebnisse erzielen (Berg und Hammer, 1992; Edelhoff et al., 1998; Kakehashi et al., 1998; Meyenberg et al., 1995). Die für eine möglichst hohe Retention im Wurzelkanal notwendige Vorbehandlung der Oberfläche des Wurzelstiftes ist jedoch aufwendiger als die bei der Verwendung anderer Wurzelstifte (Bitter et al., 2006b; Vorderwülbecke, 2008). Zirkonoxidstifte sind sehr steif und übertreffen die Biegefestigkeit von Wurzelzement, was das Risiko einer Wurzelfraktur erhöht, und es treten im Vergleich zu faserverstärkten Wurzelstiften häufiger Zahnfrakturen auf (Mannocci et al., 1999a), die eine erneute Versorgung der Zähne unmöglich machen (Akkayan und Gulmez, 2002). Zudem lassen sich diese wie auch metallene Stifte nur sehr schwer und unter hohem Risiko entfernen, da dies mit einem hohen Verlust an Zahnhartsubstanz verbunden ist (Asmussen et al., 1999; Ferrari et al., 2000c). Diese Nachteile und der höhere Kostenaufwand im Vergleich zu anderen Stiftmaterialien haben daher zu einer relativ geringen Verbreitung von keramischen Wurzelstiften geführt.

### 1.2.3 Faserverstärkte Wurzelstifte

Ausgehend von den bei Untersuchungen der Metallstifte gewonnenen Erkenntnissen entstand die Forderung nach Werkstoffen, die die genannten Nachteile minimieren oder vermeiden. Die Entwicklung von Faserverbundstoffen führte zum Konzept der faserverstärkten Wurzelstifte, bei denen amorphe Fasern in eine Epoxidharzmatrix eingebettet sind. Diese Stifte wurden Ende der achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts entwickelt (Duret et al., 1990) und bieten eine Alternative zu den konventionellen Materialien. Sie erfuhren eine zunehmende Beachtung, nachdem Materialien gefordert wurden, die den biomechanischen Eigenschaften von Dentin gleichen oder sehr ähnlich sind (Goldberg und Burstone, 1992; King und Setchell, 1990), um das Risiko für Misserfolge zu minimieren. Viele der angeführten Nachteile ließen sich durch die Verwendung dieser wegen ihrer heterogenen Zusammensetzung auf Kräfte anisotrop reagierenden Wurzelstifte vermeiden. Aufgrund dieser Anisotropie ist der Elastizitätsmodul bei faserverstärkten Kompositstiften je nach Richtung der Kraft unterschiedlich. Die mechanischen Eigenschaften der faserverstärkten Wurzelstifte lassen sich durch Faserart, Volumenanteil der Faser und deren Ausrichtung beeinflussen (Janda, 1990). Eine entscheidende Steigerung der Festigkeitseigenschaften kann durch Orientierung der Fasern in Kraftrichtung und durch Verwendung von Epoxidharz als Matrix erreicht werden (Janda, 1990). Als limitierender Faktor für das Belastungsmaximum können sowohl der Haftverbund zwischen Faser und Matrix als auch die Faserform angesehen werden. Die Faserform gibt das Verhältnis von Faserlänge zu Faserdurchmesser an. Dieses Verhältnis führt zur Definition der kritischen Faserlänge, die als Mindestlänge vorhanden sein muss, damit die auf den Verbundwerkstoff einwirkenden Kräfte über Schubspannungen in der Grenzfläche Faser/Matrix vollständig in die Faser übertragen werden können (Janda, 1990). Allerdings konnte nachgewiesen werden, dass der klinische Langzeiterfolg nicht von der Wahl des Faserverbundstoffes beziehungsweise des Stiftsystems allein abhängt, sondern neben verbliebener Zahnhartsubstanz auch von Stiftlänge, Stellung des Zahnes im Zahnbogen, dessen Kontaktpunkten zu anderen Zähnen, dem Typus der definitiven Restauration und ebenfalls von der körperlichen Umfassung des Zahnes durch die Restauration, des sogenannten Ringreifen-Effektes (Cagidiaco et al., 2007; Caplan et al., 2002; Ferrari et al., 2007a; Naumann et al., 2005; Schmitter et al., 2011; Standlee et al.,

1978; Tan et al., 2005). In einer Auswertung der Messungen des Young'schen Moduls von Dentin zwischen 1950 bis 2003 wurden Werte von 10-30 GPa ermittelt (Kinney et al., 2003). Zusammengefasst lässt sich sagen, dass die mechanischen Eigenschaften von Zahndentin denen eines faserverstärkten Kompositstiftes ähnlicher sind als denen eines metallenen Stiftes (Duret et al., 1996; Pegoretti et al., 2002; Plotino et al., 2007; Sidoli et al., 1997) und dass weniger Spannungen durch Faserstifte als durch Wurzelstifte aus Metall auf den Zahn weitergegeben werden (de Castro Albuquerque et al., 2003; Lanza et al., 2005). Im Gegensatz zu konventionellen Wurzelstiften lassen sich faserverstärkte Kompositstifte wesentlich besser entfernen (Anderson et al., 2007; de Rijk, 2000; Frazer et al., 2008), und die Gefahr einer Wurzelperforation während der Entfernung ist geringer (de Rijk, 2000). Nach Art der für den Verstärkungseffekt verwendeten Faser wird zwischen karbon-, quarz- und glasfaserverstärkten Wurzelstiften unterschieden.

### **1.2.3.1 Karbonfaserverstärkte Wurzelstifte**

Die in der ersten Zeit zur Verstärkung verwendeten Fasern waren Karbonfasern, die den großen Nachteil mit sich brachten, dass aufgrund der schwarzgrauen Farbe des Fasermaterials eine Verwendung unter transluzenter Vollkeramik ebenso wie bei Metallstiften wegen der ästhetischen Einbuße nur sehr eingeschränkt möglich und schwierig zu verbergen war. Belastungsversuche (Isidor und Brondum, 1992; Purton und Payne, 1996) und klinische Verlaufsstudien (Dallari und Rovatti, 1996; Ferrari et al., 2000b; Ferrari et al., 2000c; Fredriksson et al., 1998) brachten vielversprechende Ergebnisse und ermutigten zur Weiterentwicklung von faserverstärkten Wurzelstiften. Die Autoren einer über vier Jahre angelegten klinischen retrospektiven Studie kamen aufgrund der Ergebnisse zu dem Schluss, dass sich ein karbonfaserverstärkter Wurzelstift für diesen Zeitraum besser eignet als ein konventioneller Stift aus Metall (Ferrari et al., 2000b). Versuche zur Biokompatibilität von karbonfaserverstärkten Kompositstiften ergaben keinen Hinweis auf Zytotoxie (Torbjørner et al., 1996). Genaue mikroskopische Untersuchungen zeigten jedoch im Vergleich zu anderen faserverstärkten Wurzelstiften eine größere Zahl von Blasen innerhalb des Stiftes sowie eine schlechte Verbindung von Fasern und Matrix (Mannocci et al., 2001b).

### **1.2.3.2 Quarzfaserverstärkte Wurzelstifte**

Um Misserfolgen wie Stiffbrakturen oder Lösen der Stiffaufbauten entgegenzuwirken, deren Ursachen man unter anderem in den verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Fasern und Matrix vermutete, wurden Kompositstiffe entwickelt, die durch die Einlagerung von Quarzfasern verstärkt waren. Bei Quarz handelt es sich um reines Silikat in kristalliner Form. Die in diesem Zusammenhang entscheidende Eigenschaft ist ein sehr geringer Ausdehnungskoeffizient, der eine größere Verbundfestigkeit von Fasern und Matrix vor allem bei Temperaturschwankungen erwarten ließ. Im Gegensatz zu anderen Wurzelstiffen, deren Matrix zwecks Radioopazität Salze hinzugefügt werden, ermöglichen sie aufgrund der radioopaken Quarzfasern eine gute radiologische Kontrolle (Mannocci et al., 2001b). Durch die Verwendung von Quarzfasern konnten im Gegensatz zu karbonfaserverstärkten Stiffen nun weißliche beziehungsweise helle Wurzelstiffe realisiert werden. Nachteilig ist die sehr geringe Lichtleitfähigkeit von quarzfaserverstärkten Wurzelstiffen (dos Santos Alves Morgan et al., 2008; Galhano et al., 2008; Zappini und Seitner, 2005), so dass die adhäsive Befestigung im Wurzelkanal durch ausschließlich lichthärtende Befestigungsmaterialien mangels genügender Polymerisationstiefe nicht zu empfehlen ist. Der hohe Schmelzpunkt von Quarz erfordert zudem einen vergleichsweise umfangreichen apparativen Aufwand, und wegen der damit verbundenen erhöhten Produktionskosten wurde nach weiteren kostengünstigeren Alternativen gesucht.

### **1.2.3.3 Glasfaserverstärkte Wurzelstiffe**

Seitdem Wurzelstiffe durch Einlagerung von Glasfasern verstärkt wurden, konnten die angeführten Nachteile von faserverstärkten Wurzelstiffen weiter reduziert werden. Glasfasern können aus verschiedenen Glasarten bestehen. Am üblichsten ist die Verwendung von E-Glas (Electrical glass), dessen Zusammensetzung des amorphen Anteils aus Silikat, Kalziumoxid, Borontrioxid, Aluminiumoxid und anderen Oxiden von Alkalimetallen besteht (Lassila et al., 2004). Die Bruchfestigkeit von Glasfaserstiffen ist im Vergleich zu Metallstiffen geringer, und es konnten signifikant weniger Frakturen von mit glasfaserverstärkten Wurzelstiffen versorgten Zähnen beobachtet werden als bei der Verwendung von Metall- und Keramikstiffen (Akkayan und Gulmez, 2002; Cormier et al., 2001). Zudem ermöglichen die bei Bruchlastuntersuchungen aufgetretenen Zahnfraktu-

ren öfter eine erneute Versorgung des Zahnes als bei Wurzelstiften aus Metall oder Keramik (Akkayan und Gulmez, 2002; Cormier et al., 2001; Fokkinga et al., 2004). In diesem Zusammenhang muss darauf verwiesen werden, dass Glasfaserstifte ein höheres E-Modul als Wurzeldentin besitzen können (Naumann et al., 2008; Völkel, 2004). Sie sind jedoch in der Lage, die Überlebensrate von endodontisch behandelten Zähnen zu erhöhen (Ferrari et al., 2007b), vor allem nach umfangreicher Zerstörung des koronalen Anteils (Cagidiaco et al., 2008). Glasfaserverstärkte Stifte haben eine weißliche oder transluzente Farbe, durch die ein höheres ästhetisches Ergebnis erzielt werden kann als mit opaquen faserverstärkten Wurzelstiften (Rosentritt et al., 2000). Dies ist auf die hohe Lichtleitfähigkeit von Glasfasern zurückzuführen, die eine bessere lichtinduzierte Aushärtung beziehungsweise Konversion eines adhäsiven Befestigungskomposits in tieferen Bereichen des Wurzelkanals ermöglicht (dos Santos Alves Morgan et al., 2008; Radovic et al., 2009). Trotz der Beobachtung, dass die Lichtintensität bei vielen faserverstärkten Kompositstiften von koronal nach apikal abnimmt und an der Spitze wieder zunimmt (Goracci et al., 2008; Radovic et al., 2009; Zappini und Seitner, 2005), wird von einigen Autoren bezweifelt, dass die Lichtleitfähigkeit der faserverstärkten Kompositstifte vor allem im apikalen Bereich für eine suffiziente Polymerisation des Befestigungskomposits ausreicht (dos Santos Alves Morgan et al., 2008). Einige Autoren sehen auch aus diesem Grund die Befestigung von faserverstärkten Wurzelstiften durch dualhärtende Materialien als überlegen im Vergleich zu lichthärtenden an (Giachetti et al., 2004; Zhang et al., 2008).

### **1.3 Befestigungsmaterial**

Diese Materialien haben die Aufgabe, den Wurzelstift innerhalb des Wurzelkanals zu befestigen und den Raum zwischen Wurzelwand und Stift suffizient auszufüllen. Schwierigkeiten können der nur schwer einsehbare und somit nicht ausreichend kontrollierbare Bereich des Wurzelkanals und die unvorteilhafte Geometrie des Wurzelkanals darstellen (Bouillaguet et al., 2003; Schwartz und Fransman, 2005). Die Kontaktflächen zwischen den Materialien und zur Zahnhartsubstanz sind die Bereiche für eine mögliche Undichtigkeit (Fogel, 1995), weshalb eine gute Verbindung dieser Zonen anzustreben ist. Das sich am längsten im klinischen Einsatz befindende und am besten erprobte Material zur Befestigung von dentalen Restaurationen ist der Zinkoxidphosphatzement. Es konnte



jedoch gezeigt werden, dass die Befestigung von glasfaserverstärkten Kompositstiften durch diesen konventionellen Zement nicht in der Lage ist, den auftretenden funktionellen Kräften zu widerstehen (Naumann et al., 2008). Nach der Versorgung mit durch Phosphatzement befestigten Wurzelstiften ist die Bruchfestigkeit von Zähnen im Vergleich zu mit einem adhäsiven Material eingesetzten Stiften nicht erhöht (Mendoza et al., 1997). Messungen der Dichtigkeit von mit verschiedenen Materialien befestigten Glasfaserstiften zeigten eine wesentlich höhere Undichtigkeit auf Seiten des Phosphatzementes im Vergleich zu einem kunststoffverstärkten Glasionomerzement und einem adhäsiven Komposit mit Haftvermittlersystem (Rogic-Barbic et al., 2006). Aufgrund dieser Aspekte ist von der Befestigung glasfaserverstärkter Kompositstifte mit Zinkoxidphosphatzement abzuraten. Alternativ zu diesem Befestigungsmaterial lassen sich Glasionomerzement beziehungsweise kunststoffverstärkter Glasionomerzement oder adhäsive Zemente in Kombination mit deren Adhäsivsystemen in Erwägung ziehen.

### **1.3.1 Glasionomerzement**

Die in den siebziger Jahren des letzten Jahrhunderts aus den Silikatzementen entwickelten Glasionomerzemente bestehen hauptsächlich aus den Komponenten Kalzium-Aluminium-Silikatglas (Pulver) und Polyacrylsäure (Flüssigkeit). Ihre Abbindereaktion kann in drei Phasen aufgeteilt werden (Hellwig et al., 2003a). Zunächst erfolgt durch die Säure eine Lösung von Kalziumionen aus dem Glas. Das in der zweiten Phase entstehende Polycarboxylatgel ist sehr feuchtigkeitssensitiv, während in der dritten Phase der Abbindung durch Einlagerung von weiteren Aluminiumionen nach Stunden ein wasserunlösliches Kalzium-Aluminium-Karboxylat-Gel entsteht, das durch Aufnahme von Wasser über einen längeren Zeitraum eine Stabilisierung erfährt (Hellwig et al., 2003a). Glasionomerzemente sind in der Lage, chemische Bindungen zur Zahnhartsubstanz einzugehen (Hellwig et al., 2003b), und es ließen sich in Belastungsversuchen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen mit Glasionomerzement oder mit einem adhäsiven Zement befestigten geriffelten Metallstiften feststellen (Love und Purton, 1998). Auch andere Autoren konnten für diese Materialien keinen Unterschied in der Retention von Wurzelstiften finden (Mendoza und Eakle, 1994). Als limitierende Faktoren für den Einsatz von Glasionomerzement als Befestigungsmaterial für Wurzelstifte können zum einen jedoch die hohe Feuchtigkeitsempfindlichkeit in der zweiten Phase der Abbindung

und zum anderen die relativ lange Zeit bis zur kompletten Aushärtung angesehen werden, die sich in der klinischen Situation als hinderlich erweisen können. Zudem besitzen konventionelle Glasionomerzemente eine relativ hohe Sprödigkeit, die durch den Unterschied zu den mechanischen Eigenschaften von Glasfaserstift und Dentin den Verbund bei Belastung gefährden könnte. Diesen Nachteilen versuchte man durch die Entwicklung von kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen zu begegnen.

### **1.3.2 Kunststoffmodifizierter Glasionomerzement**

Die Zusammensetzung des Pulvers von kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen ähnelt der von konventionellen, während die der Säure leicht verändert wurde. Zielsetzung ist die Nutzung der bei Glasionomerzementen möglichen chemischen Bindung zur Zahnhartsubstanz und eine durch die Modifikation ermöglichten mikromechanischen Haftung, wie sie bei Adhäsivsystemen beziehungsweise adhäsiven Zementen oder auch Kompositen beobachtet werden kann. Durch Ersatz eines Anteils des im Glasionomersystem enthaltenen Wassers durch hydrophile Monomere, wie zum Beispiel 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), konnten Steigerungen der mechanischen Eigenschaften und Abnahme der hohen Feuchtigkeitssensitivität erreicht werden (Cho et al., 1995; Diaz-Arnold et al., 1999; Li et al., 1995; McComb, 1996; Momoi et al., 1995; Peutzfeldt, 1996; Uno et al., 1996). Es muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass während des Abbindens eine größere Schrumpfung und nach Wasseradsorption eine höhere Expansion als bei konventionellen Glasionomerzementen oder bei Kompositen beobachtet werden kann (Attin et al., 1995). Anhand der Ergebnisse von Studien, die die Haftung von mit kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen befestigten Wurzelstiften untersuchten, lässt sich keine einheitliche Aussage formulieren. Während einige Autoren keine Unterschiede der Haftkräfte von Glasfaserstiften zum Wurzeldentin nach Befestigung mit modifizierten Glasionomerzementen im Vergleich zu adhäsiven Zementen bemerkten (Bonfante et al., 2007), kamen andere Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass die Haftung von adhäsiven Zementen als vorteilhafter anzusehen ist (Bolhuis et al., 2005; Chen et al., 2010; Reis et al., 2011). Es wurde jedoch festgestellt, dass nach Wasseraufnahme eine Erhöhung der Haftkräfte der mit einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement eingesetzten Glasfaserstifte beobachtet werden kann (Cury et al., 2006). Die Autoren führten dies auf eine höhere Friktion der Stifte nach Wasseradsorption und Quellung

des Befestigungsmaterials zurück (Cury et al., 2006). Interessanterweise konnten die Autoren dieser Studie hinsichtlich der Haftkraft keine Unterschiede bei Druckversuchen zwischen einem konventionellen und einem kunststoffmodifizierten Glasionomerzement beobachten (Cury et al., 2006), während andere Untersuchungen eine nach mechanischer Belastung höhere Haftung der kunststoffmodifizierten im Vergleich zu konventionellen Glasionomerzementen zeigten (Friedl et al., 1995; Mitra, 1991; Swift et al., 1995). Es kann gemutmaßt werden, dass die Unterschiede der Studienergebnisse auf die unterschiedliche chemische Zusammensetzung der untersuchten Zemente zurückzuführen sind, da gezeigt werden konnte, je höher der Kunststoffanteil im modifizierten Glasionomerzement ist, desto mehr ähnelt die Adhäsion zur Zahnhartsubstanz der von Kompositen (Abdalla, 2000). Hinsichtlich der Dichtigkeit von mit kunststoffverstärkten Glasionomerzementen eingesetzten Glasfaserstiften sind in der Literatur nur wenige Daten zu finden. Rogic-Barbic et al. (2006) untersuchten über ein Flüssigkeittransportsystem die koronale Undichtigkeit von mit Zink-Phosphatzement, mit kunststoffverstärktem Glasionomerzement und mit einem adhäsiven Kompositzement befestigten Glasfaserstiften und beobachteten im Vergleich zu modifiziertem Glasionomer- und Kompositzement eine signifikant höhere Undichtigkeit des Phosphatzementes.

### **1.3.3 Adhäsiver Befestigungszement**

#### **1.3.3.1 Adhäsivsysteme**

Bei adhäsiven Befestigungsmaterialien, oft auch als Kompositzemente bezeichnet, wird eine Haftung dieser hydrophoben Werkstoffe an der hydrophilen Zahnhartsubstanz über flüssige Adhäsivsysteme vermittelt (Hellwig et al., 2003c), die der bei Füllungskompositen erreichbaren Adhäsion gleicht. Die Systeme bestehen aus einem Konditionierer, einem Primer und einem Adhäsiv (Hellwig et al., 2003c). Den verschiedenen Komponenten dieser Adhäsivsysteme werden auf dem Weg zu einer von den Haftvermittlern infiltrierten Dentinschicht unterschiedliche Aufgaben zuteil. So kommt es durch das Auftragen eines Konditionierers, in den meisten Fällen eine phosphorsäurehaltige Komponente, zur Auflösung der im Zuge von endodontischer Behandlung und vorgenommener Kanalnormbohrung entstandenen Schmierschicht auf Oberfläche und Tubuli des Wurzelkanaldentins. Der nachfolgend applizierte Primer dringt aufgrund der in ihm enthaltenen hydrophilen Monomere, wie zum Beispiel 2-Hydroxyethyl-methacrylat (HEMA), in die

vom Konditionierer freigelegten Dentinbereiche und umschließt das exponierte Kollagengeflecht sowie den intertubulären Bereich des Dentins. HEMA erhöht die Penetrationsfähigkeit und -kapazität von Dentin für Monomere (Nakabayashi und Takarada, 1992; Nakabayashi et al., 1992b) und kann die Haftkraft erhöhen (Doi et al., 2004; Van Landuyt et al., 2008). Zusammen mit dem Primer dient das danach aufgetragene sogenannte Dentinadhäsiv, in dem ebenfalls HEMA enthalten sein kann, als Vermittlerschicht zwischen dem hydrophilen Dentin (ca. 10 Gew.-% Wasser) und dem hydrophoben Befestigungs- oder Füllungskomposit (Hellwig et al., 2003c). Die häufig im Adhäsiv enthaltenen Fixierungsmittel stabilisieren das Adhäsivsystem-Dentin-Gefüge, und es kommt nach Einsickern in den Primer zur Ausprägung einer Hybridschicht, die aus Monomeren und freigelegtem Kollagengeflecht besteht. Ebenso kommt es durch Eindringen des Primers und Anteilen des Adhäsivs in die Dentinkanälchen und anschließender Aushärtung zur Ausprägung von Zapfen. Je nach System schließt sich hieran die Applikation eines Bondings an, das Initiatoren enthält und so eine Lichtpolymerisation ermöglicht. Oftmals sind diese bei vereinfachten Systemen stattdessen dem Adhäsiv beigemischt, so dass eine Haftung und Aushärtung ohne das Vorhandensein von Zahnschmelz erzielt werden kann. Haftvermittler sind wie Komposite als dual-, licht- oder selbsthärtende Systeme erhältlich. Die separate Aushärtung der applizierten Haftvermittler wird von manchen Autoren als vorteilhaft angesehen, da bezweifelt wird, ob die Lichtleitfähigkeit eines Glasfaserstiftes eine ausreichende Polymerisationstiefe gewährleistet beziehungsweise die Viskosität des Komposits ein Auswaschen des Vermittlersystems beim Einsetzen des Wurzelstiftes begünstigen kann und die Entwicklung einer Hybridschicht verhindert oder diese zu gering wird (Ferrari et al., 2001; Grandini et al., 2004). Andere Autoren beobachteten keine Unterschiede in der Haftkraft eines Systems, ungeachtet des Zeitpunktes der Lichtpolymerisation und folgerten eine nicht zwingende separate Aushärtung vor Einsetzen des Wurzelstiftes (Zhang et al., 2008). Heutiger Auffassung zufolge beruht der Halt von Adhäsivsystemen an der Zahnhartsubstanz auf mikromechanischer Retention (geometrisch und rheologisch) im Bereich des intertubulären Dentins und nicht auf den entstandenen Adhäsivzapfen in den Dentinkanälchen (Hellwig et al., 2003c). Die Ausprägung einer Hybridschicht ist entscheidend für eine gute Haftung von Adhäsivsystemen an der Zahnhartsubstanz (Bitter et al., 2004; Ferrari et al., 2001; Nakabayashi, 1992; Vichi et al., 2002), die Penetration und Infiltration der Komponenten dieser Systeme

me in das Wurzelkinn kann eine Undichtigkeit reduzieren (Mannocci und Ferrari, 1998; Titley et al., 1995). Die ursprünglich getrennt voneinander aufgetragenen Substanzen sind dem Wunsch nach Vereinfachung in der Anwendung folgend inzwischen als Ein- oder Mehrflaschensysteme erhältlich und können anhand der Art der Applikation in verschiedene Generationen, das heißt Entwicklungsstufen, unterteilt werden. So werden heute zum Beispiel Adhäsivsysteme angeboten, die nicht mehr eine separate Konditionierung der Zahnhartsubstanz vorschreiben oder alle Systemkomponenten in einer Flasche vereinigen.

### **1.3.3.2 Kompositemente**

Durch eine adhäsive Befestigung von Wurzelstiften mit Kompositementen kann die Undichtigkeit im Wurzelkanal reduziert (Bachicha et al., 1998; Reid et al., 2003) und die Retention von Stiften im Wurzelkanal erhöht werden (Schwartz und Robbins, 2004), dies sogar bei verkürzter Stiftlänge (Nissan et al., 2001). Befestigungskomposite sind als dualhärtende und chemisch (selbst-)härtende Materialien erhältlich. Ähnlich den Füllungskompositen bestehen die für die Befestigung von Wurzelstiften verwendeten Kunststoffe aus einer organischen Matrix, einer dispersen Phase und der sogenannten Verbundphase. Die organische Matrix beinhaltet im nicht ausgehärteten Zustand Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe und Pigmente, je nach chemischer Komposition werden weitere Additiva beigemischt, die zum Beispiel Weichmacher, Lichtschutzmittel oder optische Aufheller sein können (Hellwig et al., 2003d). Die Matrix bildet in ihrer molekularen Zusammensetzung das Grundgerüst für das spätere ausgehärtete Produkt, da sie mit den in ihr enthaltenen funktionellen Gruppen in Kombination mit Initiatoren für die Polymerisationsreaktion der Monomermoleküle, also deren Vernetzung, verantwortlich ist. Die Kettenlänge und -struktur der Monomere bestimmt deren Eigenschaften wie Viskosität und Schrumpfung bei der Abbindung, der Molekülanteil an Sauerstoffatomen oder Hydroxylgruppen die Wasseraufnahme des später erhärteten Kunststoffes. Je langkettiger die Molekülstruktur der Monomere, desto höher die Viskosität des unausgehärteten Komposits und desto geringer die Schrumpfung bei der Polymerisation (Hellwig et al., 2003d). Zur Verbesserung der mechanischen und physikalischen Eigenschaften sind Befestigungskunststoffen, ähnlich den Füllungskompositen, anorganische Füllkörper aus Quarz, Keramik oder Siliziumdioxid beigemischt, die als disperse

Phase bezeichnet werden und die Viskosität ebenfalls beeinflussen können. Die Kopplung von Matrix und Partikeln wird durch die sogenannte Verbundphase vermittelt, die durch Silanisierung der Füllkörper erreicht wird. Während zur Füllungstherapie verwendete Materialien einen Füllkörpergehalt bis über 85-90 Gew.-% erreichen, wird Befestigungskunststoffen ein geringerer Anteil zugesetzt, um die Viskosität im gewünschten Umfang zu halten. Zudem konnte festgestellt werden, dass, verstärkt durch eine unvorteilhafte Kavität wie einem Wurzelkanal, der auftretende Polymerisationsstress bei Befestigung eines Wurzelstiftes zusammen mit dem Füllkörpergehalt ansteigt (Ferrari et al., 2009). Diese auftretenden Kräfte gefährden zum einen die Haftung des Kunststoffes an der Zahnhartsubstanz, zum anderen die Gesamtintegrität des ausgehärteten Komposits, so dass aufgrund von Rissen und Mikroporositäten eine reduzierte Verschleißfestigkeit des Materials die Folge sein kann. Diese Spalträume sind bei adhäsiv befestigten Wurzelstiften immer zu beobachten (Goracci et al., 2005b; Pirani et al., 2005; Schwartz, 2006), und es kann angenommen werden, dass diese die Fähigkeit des Zementes reduzieren, eine gute Verbindung beziehungsweise Haftung zu Zahnhartsubstanz und Wurzelstift herzustellen. Die Entstehung von Spalträumen innerhalb der Hybridschicht oder zwischen Komposit und Dentin wird vielfach auf Kavitätenform und Polymerisationsstress zurückgeführt (da Silva et al., 2008; dos Santos et al., 2009; Jongsma et al., 2012; Peutzfeldt und Asmussen, 2004), der Einfluss dieser Spalten auf die zu beobachtende Undichtigkeit im Bereich des Wurzelkanals ist jedoch ungeklärt.

#### **1.4 Zielsetzung**

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die Eignung von zwei dualhärtenden Befestigungskompositen und eines selbsthärtenden kunststoffmodifizierten Glasionomerzementes zur Zementierung eines glasfaserverstärkten Kompositwurzelstiftes hinsichtlich einer apikalen Undichtigkeit zu beurteilen. Die untersuchten Hypothesen waren i) alle Materialien eignen sich in Bezug auf apikale Undichtigkeit in gleicher Weise zur Befestigung eines glasfaserverstärkten Wurzelstiftes und ii) es besteht kein Zusammenhang zwischen einer gemessenen apikalen Undichtigkeit und rasterelektronenmikroskopisch dargestellten Spalträumen zwischen der Zahnhartsubstanz und dem eingegliederten Stift.

## **2. Material und Methode**

### **2.1 Allgemeines**

Für die vorliegende Studie wurden 45 extrahierte einwurzelige humane Zähne verwendet, die einen geraden Kanalverlauf, keine endodontische Behandlung und keine Verbindung des Kanallumens nach lateral durch Wurzelkaries oder Ähnliches aufwiesen. Die Präparate wurden nach Extraktion und zwischen den Versuchsgängen in Einzelmessflaschen (Carl Roth, Karlsruhe) mit physiologischer Kochsalzlösung gelagert, die einen bakteriostatischen, 0,001%igen Zusatz Natriumazid beinhaltete.

### **2.2 Versuchsgruppen**

Eine Einteilung in drei Versuchsgruppen (n=15) erfolgte computergestützt randomisiert vor Zementieren der Stifte, die in den folgenden Kombinationen mit unterschiedlichen Befestigungsmaterialien zum Einsatz kamen.

Gruppe 1: FRC Postec Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) + Monobond-S (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) + Multilink Automix (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Gruppe 2: FRC Postec Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) + Bifix DC (VOCO, Cuxhaven) + Rebilda DC (VOCO, Cuxhaven)

Gruppe 3: FRC Postec Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) + Meron Plus AC (VOCO, Cuxhaven)

### **2.3 Stiftsystem (FRC Postec Plus)**

Bei den in der Studie verwendeten FRC Postec Plus-Wurzelstiften (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) handelt es sich um Glasfasern (70 Vol.-%), eingebettet in eine aus Dimethacrylaten (21 Vol.-%) bestehende Polymer-Matrix, die zusätzlich Ytterbium-flourid (9 Vol.-%) enthält. Die zylindro-konischen Stifte weisen eine Konizität von 5°18' auf. Der Hersteller bietet diese zusammen mit Bohrern der passenden Größe in drei Dimensionen (0, 1, 3) an, entsprechend unterschiedlich weiter Wurzelkanallumina. Für

diese Studie wurden 38 Wurzelstifte der Größe 1 verwendet, aufgrund mangelhafter Primärpassung wurde bei 7 Zähnen nach erneuter Bohrung Stiftgröße 3 gewählt. Die Bohrer sind farbkodiert und werden in Kombination mit einem herkömmlichen zahnärztlichen Winkelstück verwendet (empfohlener Einsatz im Bereich 1000-5000 U/min). Für den klinischen Einsatz dieses Glasfaserstift-Systems empfiehlt der Hersteller eine adhäsive Befestigung durch dual- oder selbsthärtende Befestigungskomposite.

## **2.4 Zemente**

Nachfolgend sind die verwendeten Befestigungsmaterialien und deren Charakteristika aufgeführt.

### **2.4.1 Multilink Automix und Adhäsivsystem A+B**

Multilink Automix (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ist ein selbsthärtendes Befestigungskomposit mit optionaler Lichthärtung. Die anorganischen Füllstoffe, dessen Gehalt der Hersteller mit ca. 40 Vol.-% angibt, bestehen aus Bariumglas, Ytterbium-Trifluorid sowie sphäroidem Mischoxid, die Monomermatrix enthält Dimethacrylate und HEMA. Angeboten wird dieses Komposit zusammen mit einem selbstkonditionierenden Adhäsivsystem, bestehend aus Primer A+B, wobei die Komponenten vor Anwendung zu gleichen Teilen gemischt werden. Die Zusammensetzung gibt der Hersteller für Primer A als eine wässrige Lösung von Initiatoren an, Primer B enthält HEMA sowie Phosphonsäure- und Acrylsäuremonomere.

### **2.4.2 Rebilda DC und Solobond Plus**

Das in einem Kartuschensystem angebotene Rebilda DC (VOCO, Cuxhaven) ist ein dualhärtendes Stumpfaufbaukomposit auf Bis-GMA- und UDMA-Basis, als Zusätze sind Keramiken, Silikate und ein Stabilisatoren/Initiatoren-Gemisch deklariert. Der Füllkörpergehalt liegt bei ca. 57 Vol.-%. Ein mit diesem Komposit korrespondierendes und in dieser Studie verwendetes Adhäsivsystem ist das vom gleichen Hersteller angebotene Solobond Plus. Bei diesem handelt es sich um ein System, in dem Primer und Adhäsiv nacheinander appliziert werden, ein Einsatz als selbstkonditionierendes Adhäsivsystem oder eine vorherige Konditionierung der Zahnhartsubstanz ist nach Herstellerangaben optional. Der Primer besteht aus Maleinsäure, hydrophilen Methacrylaten (HEMA u.a.)



und Natriumfluorid, als Lösungsmittel fungieren Wasser und Aceton. Das Adhäsiv enthält hydrophile Methacrylate (HEMA u.a.), Inhibitoren und Initiatoren, das Lösungsmittel ist ebenfalls Aceton.

### **2.4.3 Meron Plus AC**

Bei dem in Gruppe 3 verwendeten Meron Plus AC (VOCO, Cuxhaven) handelt es sich um ein Autopolymerisat. Dieser kunststoffverstärkte Glasionomerzement (Glaspolyalkenoatzement) enthält Polyacrylsäure, Peroxide, Amine, Fluorosilikat und verschiedene Dimethacrylate (HEMA u.a.). Nach Aktivierung wird der in einer Kapsel angebotene Befestigungszement in einem Hochfrequenzrüttler gemischt und kann dann appliziert werden.

## **2.5 Vorbereitende Maßnahmen für das Zementieren der Stifte**

Nach Trepanation des Pulpalumens mittels verlängertem Kugeldiamanten und Rosenbohrer erfolgte eine koronale Erweiterung mit Glidden-Gates-Bohrern der Größen 4 und 6 und nachfolgend eine Aufbereitung des Kanals unter Verwendung von K-Feilen (Fa. VDW, München) nach der apikal-koronalen Methode bis zu Größe ISO 35. Hieran schloss sich die Erweiterung des Lumens nach dem Prinzip der Step-back-Technik um drei ansteigende ISO-Größen an. Zwischen den Arbeitsgängen und bei Instrumentenwechsel wurde eine Spülung mit 3%igem NaOCl (Universitätsapotheker der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn) vorgenommen und der Kanal nach einer abschließenden Spülung mit sterilen Papierspitzen (Fa. Coltène Whaledent, Langenau) getrocknet. Für die Wurzelfüllung wurden Guttaperchastifte (Fa. Müller/Omicron Dental, Köln) und eine Wurzelfüllpaste (Roeko-Seal® Automix, Fa. Coltène Whaledent, Langenau) verwendet. Bei dieser Paste handelt es sich um einen additionsvernetzenden Sealer auf Polydimethylsiloxan-Basis. Die Füllung wurde nach dem Prinzip der lateralen und vertikalen Kondensation bis zum Foramen physiologicum vorgenommen, und nach Abdeckung der Wurzelfüllung mit sterilen Wattepellets folgte der provisorische Verschluss der Zugangskavität mit Cavit® (Fa. 3M Espe, Neuss). Dem schloss sich eine Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung für mindestens 24 Stunden an. Um einheitliche Verhältnisse zu erreichen, wurde die klinische Krone der Zähne auf einer Länge von 16 mm, gemessen von apikal, mit einem Zylinderdiamanten (Komet, Lemgo) unter ständiger Wasserkühlung (50 ml/min) abgetrennt.

### **2.5.1 Normbohrung**

Unter Verwendung von Glidden-Gates Bohrern der Größe 2 wurde die Wurzelkanalfüllung auf einer Länge von 10,5 mm, gemessen von koronal, revidiert. Für die anschließende Stiftbohrung auf einer Länge von 11 mm, ebenfalls gemessen von koronal, kamen die für das Stiftsystem mitgelieferten Normbohrer der Größen 1 und 3 bei einer Umdrehungszahl von 1000/min zum Einsatz. Die genannten Längen und somit eine verbliebene Wurzelkanalfüllung von 4 mm konnten durch die Verwendung von sterilen Silikonstops (Fa. VDW, München) gewährleistet werden. Abschließend wurde der präparierte Kanal für 20 Sekunden mit 5 ml 3%igem NaOCl (Universitätsapothek der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn) gespült und mithilfe steriler Papierspitzen (Fa. Coltène Whaledent, Langenau) getrocknet.

### **2.5.2 Vorbehandlung der Stifte**

In allen Versuchsgruppen wurde, gemäß den Herstellerhinweisen, zur Reinigung ein Ätzelgel auf die Stifte aufgetragen: in Gruppe 1 Total-Etch® (37%ige Orthophosphorsäure) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), in den Gruppen 2 und 3 Vococid (35%ige Orthophosphorsäure) (VOCO, Cuxhaven). Nach 60 Sekunden wurde das Gel mithilfe des Luftpüsters der zahnärztlichen Behandlungseinheit (KaVo, Biberach) durch ein ölfreies Luft-Wasser-Spray entfernt und dann für 60 Sekunden durch Luftstrom getrocknet. Es folgte in den Gruppen 1 und 2 das Auftragen eines Haftsilans auf den Stift: in Versuchsgruppe 1 Monobond-S (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), in Gruppe 2 Bifix DC (VOCO, Cuxhaven). Die Applikation beider Silane wurde mit einem dem Adhäsivsystem Solobond Plus beiliegenden Pinsel vorgenommen, eine anschließende vorsichtige Trocknung durch Luftstrom des Luftpüsters erfolgte in beiden Gruppen nach einer Einwirkzeit von 60 Sekunden.

## **2.6 Zementieren der Wurzelstifte**

### **2.6.1 Versuchsgruppe 1 (Multilink Automix)**

Begonnen wurde mit der Konditionierung des Wurzelzements durch das Auftragen von Orthophosphorsäure in Form des Ätzelgels Total-Etch® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) für eine Dauer von 15 Sekunden. Unter Verwendung einer Kanüle wurde die

Verteilung des Gels im Wurzelkanal durch das Einführen einer sterilen Papierspitze (Coltène Whaledent, Langenau) in das Kanallumen sichergestellt. Das Ätzelgel wurde über ein Luft-Wasser-Gemisch aus dem Luftbläser der zahnärztlichen Behandlungseinheit (KaVo, Biberach) entfernt (Dauer 60 Sekunden). Dem schloss sich eine vorsichtige Trocknung des Kanals durch schwachen Luftstrom des Püsters und über sterile Papierspitzen (s. 2.5.1.) an. Unmittelbar vor Applikation des Primers erfolgte die Mischung von Primer A und B zu gleichen Teilen im zum Multilink-Set gehörenden Anmischbehälter. Das Primergemisch wurde unter Verwendung der beiliegenden Microbrush-Aufsätze in den Kanal eingebracht, unter leichtem Druck einmassiert und nach Ablauf der Einwirkzeit durch schwachen Luftstrom verteilt. In den für das Bürstchen unzugänglichen apikalen Bereichen wurde unterstützend mit in Primergemisch getränkten sterilen Papierspitzen gearbeitet. Eine Einwirkzeit des Primers an den lateralen Kanalwänden von 15 Sekunden wurde während des Beschickens des FRC Postec Plus-Wurzelstifts mit Zement sichergestellt. Die Applikation des Befestigungskomposits wurde ausschließlich auf dem Stift vorgenommen, die Insertion erfolgte drehend bis zum Erreichen der endgültigen Position. Eine nachfolgende Aushärtung des Komposits wurde von koronal durch Lichtpolymerisation für 40 Sekunden durchgeführt.

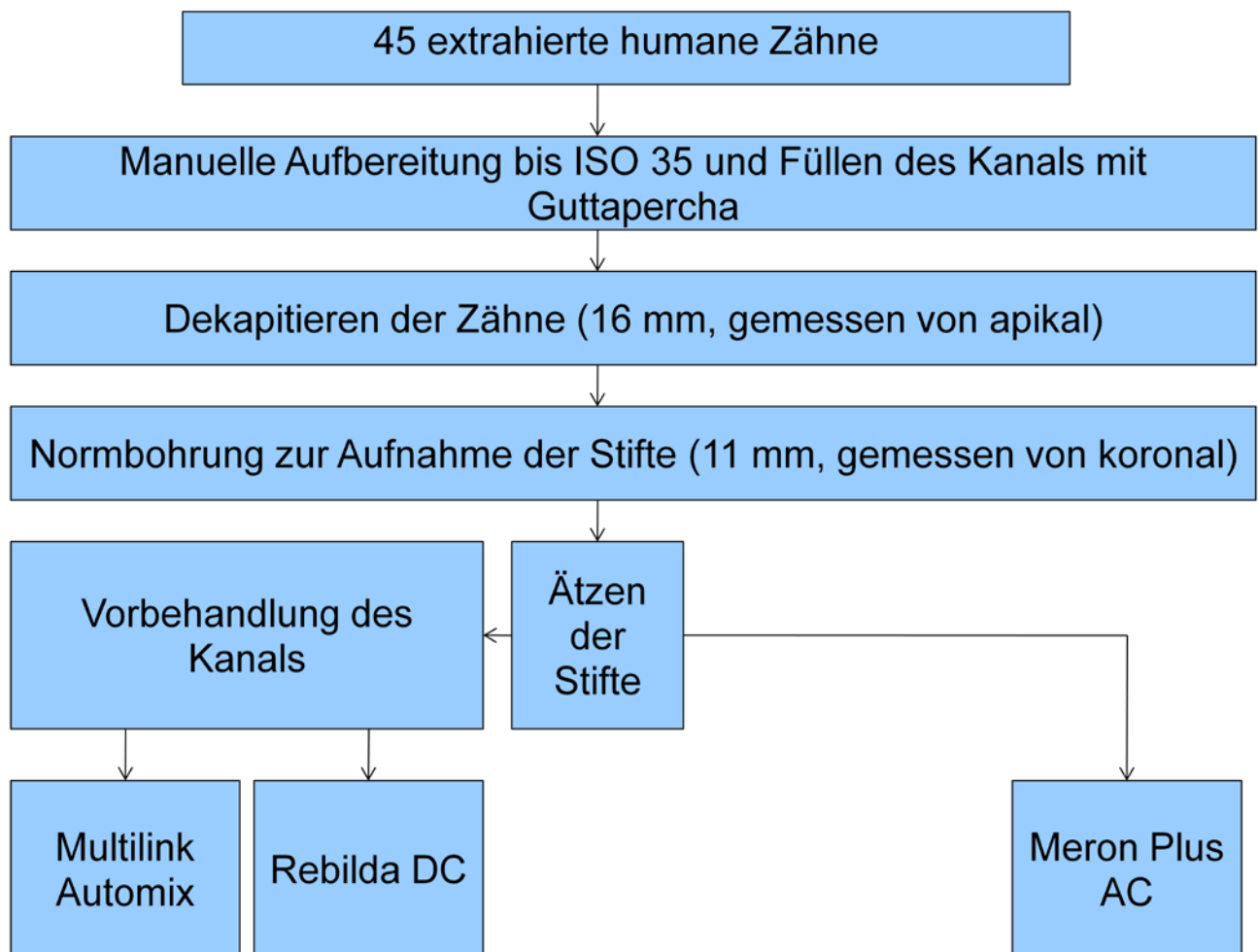
### **2.6.2 Versuchsgruppe 2 (Rebilda DC)**

Auch in dieser Gruppe wurde das Wurzelkürzel vor der adhäsiven Befestigung des Wurzelstiftes für ebenfalls 15 Sekunden durch Einbringen von Ätzelgel (Vococid, Fa. VOCO, Cuxhaven) konditioniert. Die Verteilung dieses Ätzelgels erfolgte, wie in Gruppe 1, unterstützend mit einer sterilen Papierspitze. Eine Eliminierung des Gels aus dem präparierten Kanal wurde analog zum Vorgehen in der ersten Versuchsgruppe mittels Luft-Wasser-Spray aus dem Luftbläser für 60 Sekunden vorgenommen, die Trocknung wurde mit sterilen Papierspitzen und schwachem Luftstrom aus dem Püster durchgeführt. Die Applikation von Primer und Adhäsiv geschah mit gleichen Microbrush-Aufsätzen wie in Gruppe 1. Zunächst erfolgte mithilfe der Bürstchen das überschussfreie Einbringen und Einmassieren des Primers in den Kanal für 30 Sekunden, in den für diese unzugänglichen apikalen Bereichen wurde unterstützend mit in Primer getränkten sterilen Papierspitzen gearbeitet. Eine gründliche Trocknung des Kanals durch Luftstrom aus dem Luftbläser schloss sich vor Einbringen des Adhäsivs an. Dieses Adhäsiv wurde ebenfalls un-

ter Verwendung der genannten Bürstchen und einer durchtränkten sterilen Papierspitze für 15 Sekunden in das Wurzelentin eingearbeitet und nach vorsichtigem Verblasen für 20 Sekunden von koronal mit einer Polymerisationslampe (KaVo, Biberach) ausgehärtet. Eine zweite Schicht Adhäsiv wurde gemäß der Herstelleranweisung in gleicher Weise appliziert und ebenfalls für 20 Sekunden lichtgehärtet. Das Befestigungskomposit Rebuilda DC wurde entsprechend dem Vorgehen in Versuchsgruppe 1 ausschließlich auf den Wurzelstift appliziert, die Insertion wurde drehend bis zur endgültigen Positionstiefe vorgenommen. Wie in Gruppe 1 erfolgte eine Lichthärtung durch die genannte Polymerisationslampe für 40 Sekunden.

### **2.6.3 Versuchsgruppe 3 ( Meron Plus AC )**

Nach Aktivierung der Applikator-Kapseln erfolgte das Mischen von Pulver und Flüssigkeit in einem Hochfrequenzrüttler bei ca. 4000 Schwingungen/min für 10 Sekunden. Unter Verwendung einer handelsüblichen Applikationszange wurde der Zement auf den Wurzelstift aufgebracht und dieser analog dem Vorgehen in Versuchsgruppe 1 und 2 drehend in den präparierten Kanal eingesetzt (Abb.1). Während der Hersteller eine komplette Abbindung im Mund nach 7 Minuten angibt, wurde hier 10 Minuten gewartet, um eine vollständige Aushärtung des Materials zu gewährleisten, bevor die Wurzel in Kontakt mit der Lagerungsflüssigkeit kam.



**Abb.1:** Chronologischer Ablauf der vorbereitenden Maßnahmen von Zähnen und Stiften vor der Zementierung der Wurzelstifte mit den drei verschiedenen Befestigungsmaterialien

## 2.7 Thermische Wechselbelastung

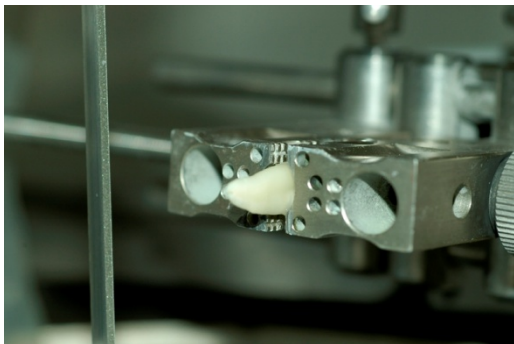
Um eine Aussage über den Verbund zwischen Wurzeldentin und Glasfaserstift nach Belastung formulieren zu können, wurden die mit Stiften versehenen Wurzelstümpfe einer thermischen Wechselbelastung unterzogen. Zu diesem Zweck erfolgte eine wechselnde Lagerung in zwei Wasserbädern unterschiedlicher Temperatur zu 3000 Zyklen. Die Temperatur der Bäder betrug 5 °C beziehungsweise 55 °C, pro Zyklus verblieben die Zähne für eine Minute im jeweiligen Wasserbad.

## 2.8 Vorbereitende Maßnahmen zur Untersuchung der apikalen Dichtigkeit und REM-Untersuchung

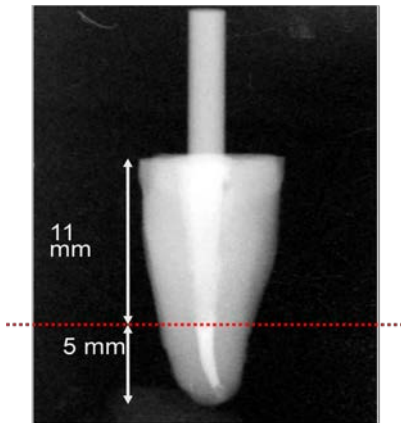
Ziel des im Folgenden geschilderten Vorgehens war es, die apikale Region des zementierten Wurzelstiftes zu untersuchen und die Dichtigkeit des Verbundes zwischen Stift und Wurzeldentin zu dokumentieren.

### 2.8.1 Abtrennen der Apices und Abdrucknahme der Schnittflächen

Unter Verwendung eines geeichten Millimeterlineals wurde, gemessen von apikal, eine Markierung in Höhe von 5 mm angebracht und die Apices der Zähne, nach horizontaler Arretierung in einem Spannring (Abb.2), unter ständiger Wasserkühlung mithilfe eines mechanischen Trennschleifsystems (Exakt 310 ETS, Georg Becker Laborbedarf, Wien, Österreich) abgetrennt (Abb.3). Bei bündigem Abtrennen am Übergang zwischen Stift und Wurzelfüllmaterial wurde, um eine spätere Untersuchung der Schnittfläche durch ein Rasterelektronenmikroskop zu ermöglichen, die Wurzelspitze mit einem dünnfließenden, additionsvernetzenden Silikon (President, Fa. Coltène Whaledent, Langenau) abgeformt, als Formgebungshilfe dienten die abgetrennten Deckel von Eppendorf-Einzelbehältern (Sarstedt, Nümbrecht). Bei inkompletter Freilegung des apikalen Endes des Wurzelstiftes wurde die Schnittfläche mit einem Labor-Trimmer bis zur kompletten Sichtbarkeit freigeschliffen und nach der oben geschilderten Vorgehensweise abgeformt. Ein Trimmen erfolgte bei jeweils fünf Präparaten aus der Meron- und Rebilda-Gruppe und bei sechs Exemplaren aus der Multilink-Gruppe.



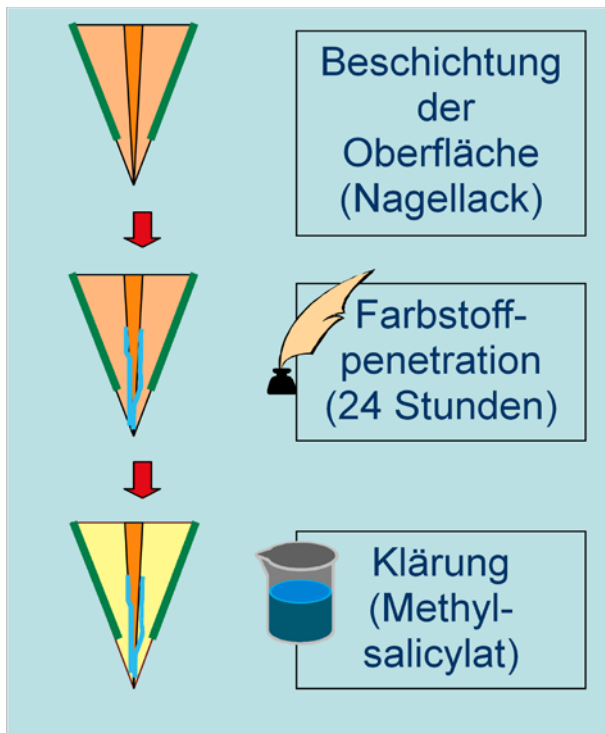
**Abb.2:** Horizontal durch Spannring arretierter Wurzelstumpf vor Abtrennen der Wurzelspitze durch ein vertikal eingespanntes Sägeblatt



**Abb.3:** Abtrennen des Apex am Übergang von Wurzelfüllmaterial zu Stift zur nachfolgenden Abformung der Schnittfläche und daran anschließender Tuschepenetration von apikal

### 2.8.2 Tuschepenetration

Um eine laterale Penetration der Tusche zu verhindern, wurden die Wurzelstümpfe unter sorgfältiger Aussparung der apikalen Wurzelkanalöffnung mit formaldehydfreiem Nagellack (Rival de Loop, Fa. Rossmann, Burgwedel) bis zur koronalen Schnittfläche in zwei verschiedenen Farben versiegelt. Nach dem Einfüllen der Tusche (Drawing Ink No.201665, Fa. Pelikan, Hannover) in Eppendorf-Einzelbehälter wurden die Zähne darin so fixiert, dass sie bis ca. 1 mm unterhalb des koronalen Schnittrandes bedeckt und die Spitzen vollständig von Tusche umgeben waren (Abb.4). Behälter, die aufgrund der Dimension der Wurzel und des Stiftes nicht geschlossen werden konnten, wurden mit Parafilm-Folie (Pechiney, Menasha, MI, USA) abgedichtet. Die Wurzelspitzen verblieben für 24 Stunden in der Tusche, und nach einer anschließenden Trocknungszeit von einer Stunde wurden der Lack sowie oberfächlich aufgelagerte Tusche unter Verwendung eines Scalers (Hu-Friedy, Leimen) entfernt. Vor dem weiteren Vorgehen erfolgte eine Fixierung durch Lagerung der Zähne in Formalin (Merck, Darmstadt) für mindestens 24 Stunden.



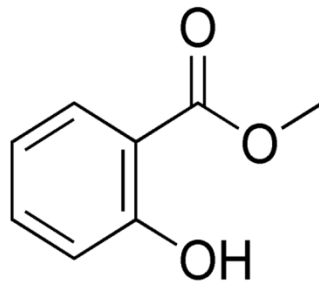
**Abb.4:** Schematische Darstellung der nach Versiegelung der Wurzeloberfläche mit Nagellack unter Aussparung der freigelegten Wurzelkanalöffnung vorgenommenen Tusche- und Farbstoffpenetration von apikal und nachfolgende Klärung, um die gewünschte Transparenz der Wurzelstümpfe zu erzielen

## 2.9 "Klärung" der Zahnwurzeln

Um das Ausmaß der Tusche- und Farbstoffpenetration beurteilen zu können, wurde sich eines von Robertson geschilderten Verfahrens bedient (Robertson und Leeb, 1982), das das Zahnmaterial transparent macht und dadurch eine Auswertung mittels optischer Hilfsmittel ermöglicht. Diese so genannte „Klärung“ wird in mehreren Phasen unter Verwendung verschiedener Lösungen durchgeführt und beginnt mit einer Lagerung der Präparate in 5%iger Salpetersäure (Merck, Darmstadt, Deutschland), um die in der Zahnschmelze enthaltenen Kalziumionen zu lösen. Diese Lagerung erfolgte je nach Volumen der Zahnwurzel für drei bis vier Tage. Um ein gleichmäßiges Herauslösen sicherzustellen, wurden die Gefäße fortwährend bewegt und die Lösung zur Vermeidung einer Sättigung täglich gewechselt. Nach Ablauf dieser ersten Phase wurden die Zähne zur Eliminierung der Säure einer dreistündigen Lagerung unter fließendem Wasser unterzogen und dann zur Dehydrierung mit einer nachfolgenden Alkoholreihe behandelt, hergestellt aus reinem Alkohol (100 % pro analysis, Merck, Darmstadt). Dem schloss sich das Einbringen der Wurzeln für 12 Stunden in eine 80%ige und nachfolgend für eine Stunde in eine



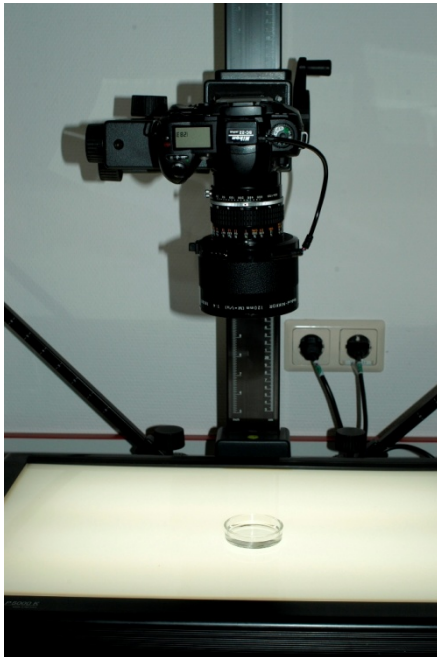
90%ige Alkohollösung an, bevor abschließend ein halbstündiges Lagern in 100%igem Alkohol vorgenommen wurde. Um die Transparenz der Zahnhartsubstanz zu erreichen, wurden die Zähne bis zum Untersuchungszeitpunkt, mindestens jedoch für eine Stunde, in Wintergrünöl (*oleum gaultheriae*) gelagert (Abb.4). Dies ist ein pflanzliches ätherisches Öl, das die die Transparenz bewirkende Komponente Methylsalicylat (Abb.5) enthält.



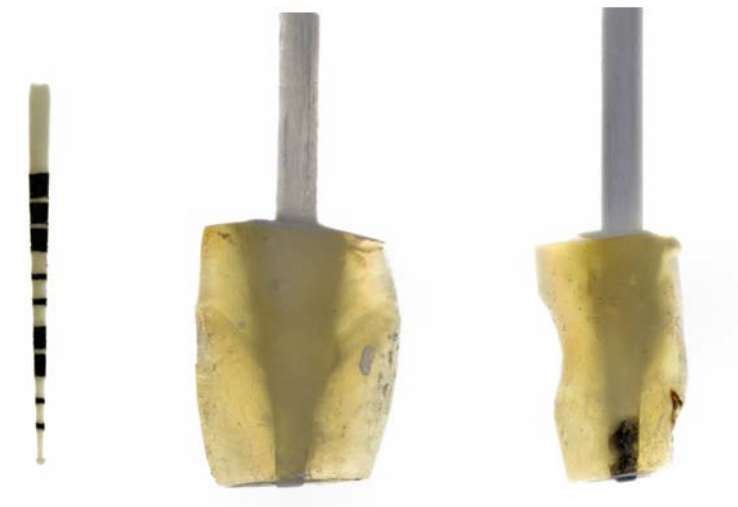
**Abb.5:** Chemische Strukturformel des die Transparenz bewirkenden Methylsalicylats

## 2.10 Fotografische Auswertung

Um eine nachfolgende Auswertung mit einer Software zur metrischen Analyse der Tuscheperetration (Regener, Dr. Regener Landkarte 7.2, Magdeburg) vorzunehmen, wurden die in Methylsalicylat gelagerten, transparenten Präparate unter Verwendung eines Leuchtpultes (Hama LP 5000K, Hama, Monheim) und eines mit diesem verschraubten Stativs von vier Seiten fotografiert (Nikon D70s + Medical Nikkor 1200 mm, Nikon, Düsseldorf) (Abb.6). Als Maßstab wurde neben den Präparaten eine standardisierte Parodontalsonde, die eine WHO-Einteilung aufwies, mit abgelichtet (Abb.7). Die Penetrationswerte der vier fotografischen Ansichten wurden gemittelt. Dieser Mittelwert wurde nachfolgend als repräsentativer Penetrationswert für den jeweiligen Zahn verwendet.



**Abb.6:** Aufbau für fotografische Auswertung nach Tuscheperetration



**Abb.7:** Maßstab und Beispiel-Präparate nach der „Klärung“

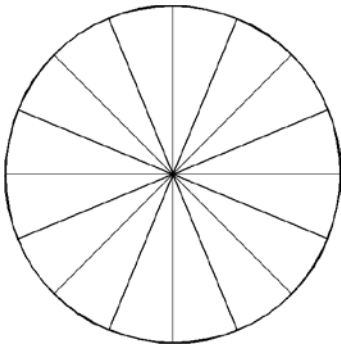
## 2.11 Herstellung der Replika und REM-Auswertung

Um eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung des adhäsiven Verbundes vornehmen zu können, wurden mit Hilfe der oben genannten Abformungen des apikalen Wurzelstumpfes Replikas hergestellt. Dafür wurden die Abdrücke mit einem durchsichtigen Kunststoff (T-E-Klebertechnik, Hannover) ausgegossen und nach Aushärtung unter Verwendung von leitfähigen Haftaufklebern (Plano, Wetzlar) auf Stiftprobentellern (Agar

Scientific, Essex, England) aus Aluminium befestigt. Eine Verbindung der Replikas mit dem Metall wurde über Leit-C-Kleber nach Göcke (Neubauer Chemicals, Münster) hergestellt. Bis zum Zeitpunkt der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung wurden dann die Probesteller in dafür vorgesehenen Behältern (Agar Scientific, Essex, England) aufbewahrt und mit Parafilm-Folie luftdicht verschlossen. Im Anschluss an die Beschichtung mit Platin unter Vakuum (Scancoat Six, Edwards Laboratories, Milpitas, CA, USA) (Abb.8) wurde die Untersuchung der Replikas mit einem Rasterelektronenmikroskop (XL 30, Fa. Philips, Eindhoven, Niederlande) unter Vergrößerung (75x) vorgenommen. Nach Erstellen eines Beurteilungsrasters (Abb.9), das über die mit der Kamera des Mikroskops erhaltenen Bilder projiziert wurde, erfolgte unter Verwendung einer Bildbetrachtungssoftware (Skiljan, IrfanView 4.00, Wien) die optische Untersuchung der 16 Segmente des Rasters. Diese Segmente wurden in drei Grade eingeteilt und beurteilt. Eine Einteilung nach Grad I erfolgte bei einem nicht erkennbaren Spalt zwischen Wurzelstift und Zahnhartsubstanz, bei Auftreten eines Spaltes in der Größenordnung bis einschließlich 20 µm wurde nach Grad II eingeteilt, größere Zwischenräume als 20 µm wurden Grad III zugeordnet.



**Abb.8:** Auf Probesteller befestigte Replika nach Platinbeschichtung



**Abb.9:** Beurteilungsraster für REM-Analyse

## 2.12 Methoden zur statistischen Auswertung

Die über Fotografie ermittelten Daten der Tuscheperetration wurden zur besseren grafischen Übersicht in einem Box-Plot-Diagramm (Box-Whisker-Plot) dargestellt. Die Ausdehnung der Balken wird durch das 25 %- beziehungsweise 75 %-Quartil vorgegeben und weist somit den mittleren Bereich der Werte von 50 % auf. Des Weiteren sind anhand der Box Minimum, Maximum sowie Median- und Ausreißerwerte ablesbar. Als Ausreißer werden einzelne Messwerte bezeichnet, die außerhalb des Streubereiches der ermittelten Daten liegen und somit stark abweichen. Um die grafische Darstellung nicht zu verfälschen, werden diese Werte solitär in das Box-Plot-Diagramm eingetragen. Der allgemeine Durchschnitt der Werte wird durch den Mittelwert angegeben, während der für die statistische Auswertung herangezogene Medianwert als mittlerer Repräsentant der jeweiligen Wertegruppen zu verstehen ist. Deren statistische Auswertung erfolgte unter Verwendung des Mann-Whitney U-Tests, der sich für den Vergleich unabhängiger Proben eignet, da trotz vergleichbarer Versuchsbedingungen nicht zu erwarten ist, identisches Versuchsmaterial vorzufinden. Eine Verteilungsunabhängigkeit war somit vorauszusetzen. Eine Überprüfung auf Normalverteilung der Messwerte fand über den Shapiro-Wilk-Test statt. Die der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung entnommenen Daten wurden mit dem Chi<sup>2</sup>-Test statistisch ausgewertet und ebenfalls in einem Box-Plot-Diagramm grafisch dargestellt. Der statistische Vergleich der Werte von Tuscheperetration und REM-Untersuchung wurde auf 5 % Signifikanzniveau durchgeführt. Inwieweit Unterschiede der Ergebnisse zufällig bedingt sind, wird durch die Irrtumswahrscheinlichkeit ( $p$ ) angegeben. Bei  $p < 0,05$  unterscheiden sich die Werte daher mit mehr als 95 % Wahrscheinlichkeit, und es liegt somit ein Unterschied von statistischer Signifikanz vor.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Ergebnisse der Tuschepenetration

Die Ergebnisse der Tuschepenetration ergaben ein unterschiedliches Bild innerhalb der Versuchsgruppen. Verglichen werden die Medianwerte sowie die Maxima und Minima nach fotografischer Untersuchung. Während in allen Gruppen ein Minimum von 0 zu beobachten war, waren die Maxima und Medianwerte der unterschiedlichen Befestigungszemente unterschiedlich.

##### 3.1.1 Multilink Automix

Alle 15 Präparate dieser Gruppe wurden bei der Untersuchung berücksichtigt und in die Auswertung einbezogen. Das in dieser Gruppe gemessene Maximum der Tuschepenetration entspricht einer Penetrationstiefe von 2,66 mm, das Minimum lag bei 0 mm. Der für diese Gruppe bestimmte Medianwert betrug 0,57 mm, als Interquartilsabstand wurden 1,56 mm errechnet (Tab.1).

Multilink Automix			
Maximum [mm]	Minimum [mm]	Medianwert [mm]	Interquartilsabstand [mm]
2,66	0	0,57	1,56

**Tab.1:** Deskriptive tabellarische Auflistung der gemessenen Tuschepenetrationswerte der mit Multilink Automix zementierten Wurzelstifte aus Versuchsgruppe 1

##### 3.1.2 Rebilda DC

Wie in Versuchsgruppe 1 wurden alle 15 Präparate untersucht und ausgewertet. Das ermittelte Maximum lag in der Gruppe mit Rebilda DC zementierten Wurzelstiften bei 1,52 mm, als Minimum wurde 0 mm gemessen. Der sich in Versuchsgruppe 2 ergebende Medianwert entsprach einer Penetrationsstrecke von 0,36 mm, der errechnete Interquartilsabstand ergab 0,87 mm (Tab. 2).

Rebilda DC			
Maximum [mm]	Minimum [mm]	Medianwert [mm]	Interquartilsabstand [mm]
1,52	0	0,36	0,87

**Tab.2:** Deskriptive tabellarische Auflistung der gemessenen Tuschepenetrationswerte der mit Rebilda DC zementierten Wurzelstifte aus Versuchsgruppe 2

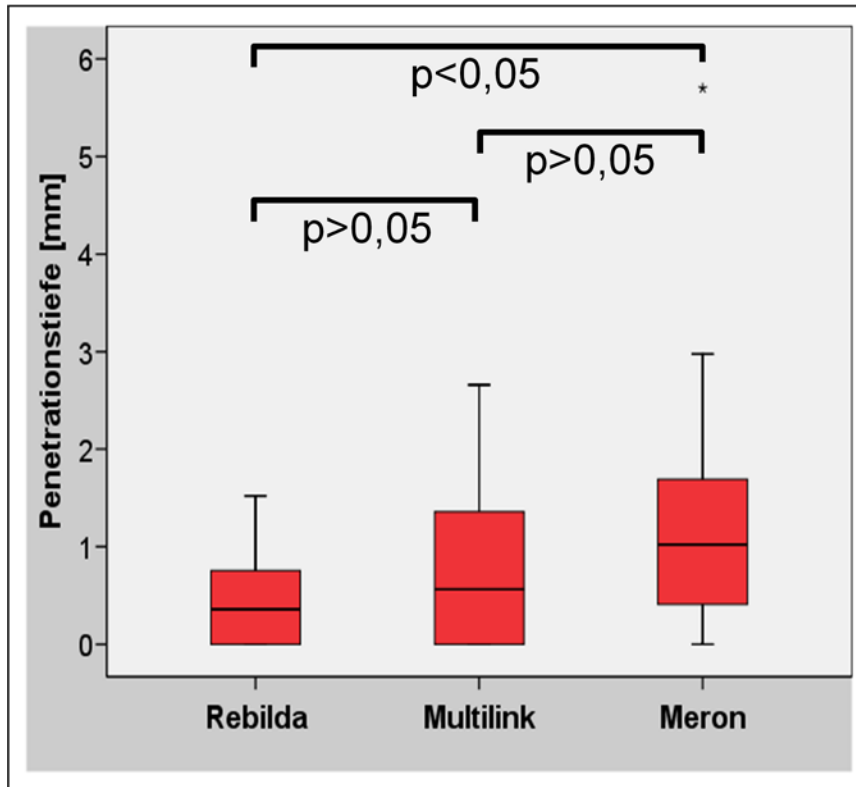
### 3.1.3 Meron Plus AC

Wie in den Versuchsgruppen 1 und 2 erfolgte die Beurteilung und Auswertung aller 15 Wertepaare der jeweiligen Präparate. Für die Gruppe der mit Meron Plus AC eingesetzten Stifte wurde ein Penetrationsmaximum von 5,7 mm ermittelt. Das Minimum lag bei 0 mm. Der sich in der Meron-Gruppe ergebende Medianwert der gemessenen Tuschepenetration betrug 1,02 mm, als Interquartilsabstand ergab sich ein Wert von 1,47 mm (Tab.3).

Meron Plus AC			
Maximum [mm]	Minimum [mm]	Medianwert [mm]	Interquartilsabstand [mm]
5,7	0	1,02	1,47

**Tab.3:** Deskriptive tabellarische Auflistung der gemessenen Tuschepenetrationswerte der mit Meron Plus AC zementierten Wurzelstifte aus Versuchsgruppe 3

### 3.1.4 Vergleichende Darstellung der Tusche penetration



**Abb.10:** Darstellung der Tusche penetration mit statistisch signifikantem Unterschied zwischen Rebilda- und Meron-Gruppe ( $p < 0,05$ ). Anhand der jeweiligen Box sind Minimum, Maximum und die Medianwerte der gemessenen Penetrationswerte ablesbar. Statistisch signifikanter Unterschied der Penetrationstiefen zwischen Rebilda und Meron ( $p < 0,05$ ) (Anzahl der Werte pro Gruppe  $n=15$ )

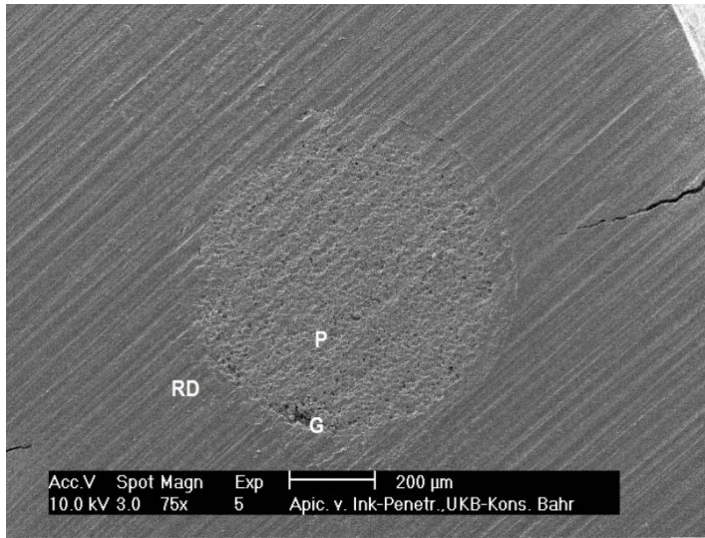
Die Auswertung der Penetrationstiefen zeigte einen Unterschied in den untersuchten Gruppen. Während in der Meron-Gruppe eine statistisch signifikant größere Tusche penetration vorlag als in der Rebilda-Gruppe ( $p < 0,05$ ), konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der Rebilda- und der Multilink-Gruppe festgestellt werden ( $p > 0,05$ ) (Abb.10). Im Vergleich der Multilink- mit der Meron-Gruppe waren tendenzielle, allerdings nicht statistisch signifikant geringere Penetrationswerte in der Multilink-Gruppe zu verzeichnen (Abb.10).

### 3.2 Ergebnisse der REM-Untersuchung

Im Folgenden sind die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung nach Einteilung und Auszählung der Segmente des Beurteilungsrasters aufgeführt. Angegeben sind die Anzahl der Segmente nach Gradeinteilung sowie Medianwerte der jeweiligen Gruppen.

### 3.2.1 Multilink Automix

Die Beurteilung des Rasters ergab bei 60 Segmenten eine Einteilung nach Grad I und bei 146 Segmenten eine Einteilung nach Grad II. 34 Segmente wiesen im Übergang zwischen Stift und Zahnhartsubstanz einen Spalt grösser als 20 µm auf und wurden Grad III zugeordnet. Als Medianwerte ergaben sich in dieser Gruppe pro Präparat für Grad I 3 Segmente, für Grad II 12 und für Grad III 0 Segmente.

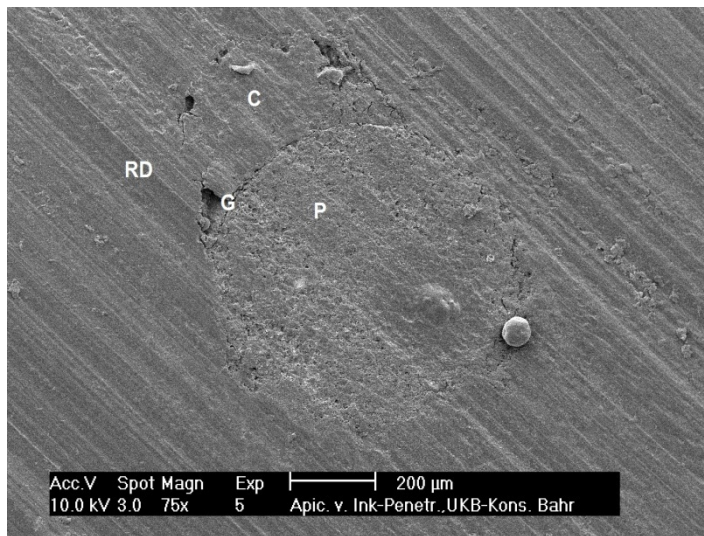


**Abb.11a:** REM-Aufnahme einer Replika des apikalen Stiftendes nach Abtrennung des Apex aus der Multilink-Gruppe. Zwischen dem Wurzelstift (P) mit seiner erkennbaren Faserstruktur und dem Wurzelndentin (RD) werden die in allen Präparaten auftretenden Spalträume (G) deutlich

### 3.2.2 Rebilda DC

Die Einteilung der Rastersegmente in der Rebilda-Gruppe nach Grad I ergab 47 Segmente, 159 Segmente wurden nach Grad II beurteilt. Das für eine Zuordnung nach Grad III notwendige Kriterium wurde von 34 Segmenten erfüllt. Die Medianwerte lagen für Grad I bei 2 und für Grad II bei 12 Segmenten. Für die Gruppe des dritten Grades wurde ein Median von einem Segment pro Präparat errechnet.

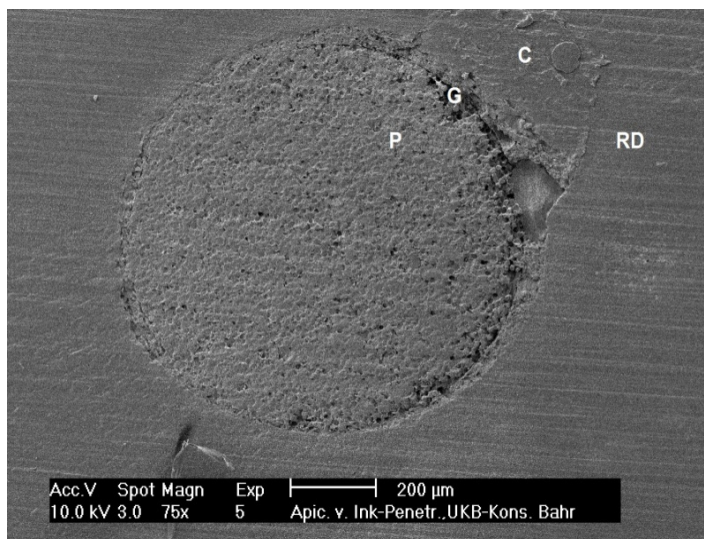




**Abb.11b:** REM-Bild aus der Rebilda-Gruppe. Der aufgrund der Wurzelkanalmorphologie entstandene Hohlraum zwischen Wurzelstift (P) und Kanalwand (RD) ist mit Befestigungsmaterial ausgefüllt, wie in allen Präparaten werden Spalten deutlich

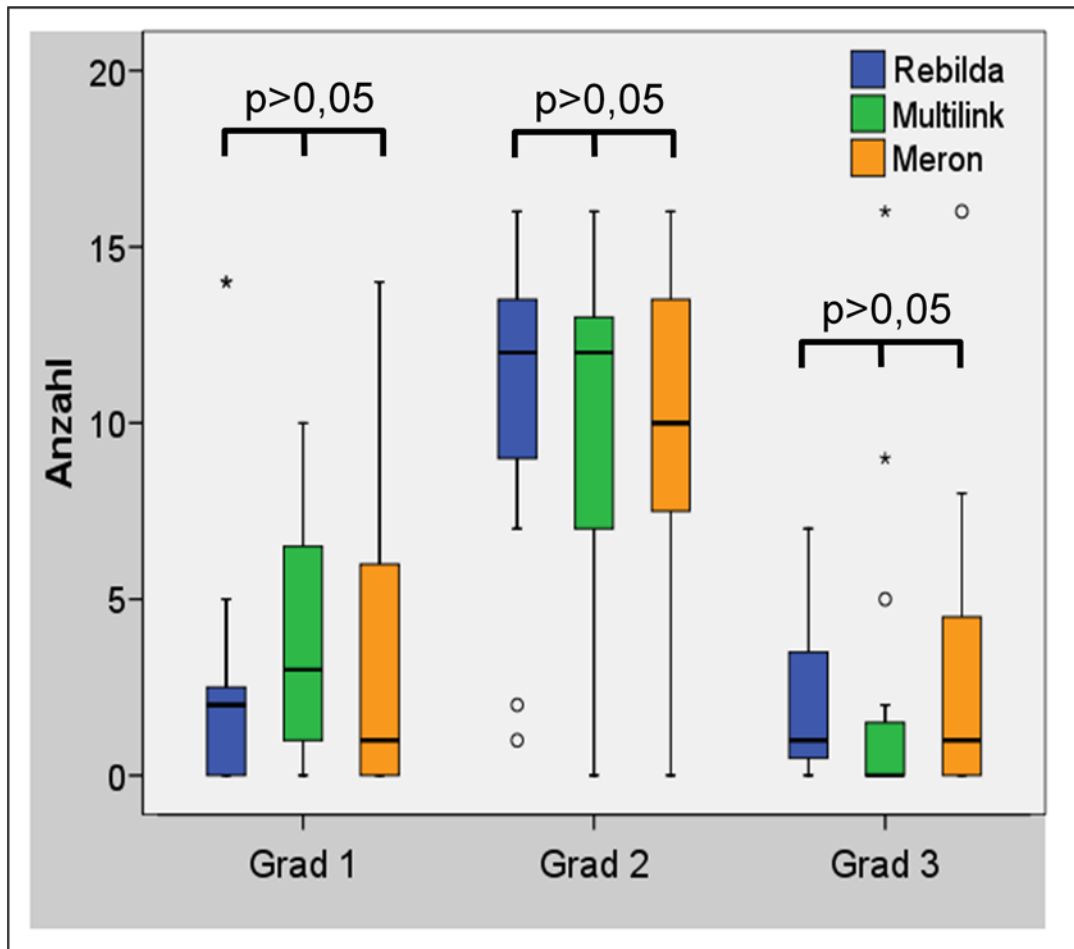
### 3.2.3 Meron Plus AC

In der Versuchsgruppe der mit Meron Plus AC eingesetzten Stifte erfolgte bei 48 Segmenten des Rasters eine Einteilung nach Grad I, 144 Segmente wurden nach Grad II eingeteilt. Eine Zuordnung nach Grad III wurde bei 48 Segmenten vorgenommen. Der Medianwert dieser Einteilung entsprach für Grad I und III jeweils 1 Segment, Grad II ergab den Wert von 10 Segmenten pro Präparat.



**Abb.11c:** REM-Aufnahme eines Meron-Präparates. Wie in Abb.11a und Abb.11b ist ein zwischen Wurzelstift (P) und Kanalwand (RD) entstandener Hohlraum (G) erkennbar, der nicht komplett mit Befestigungsmaterial (C) ausgefüllt ist

### 3.2.4 Vergleichende Darstellung der REM-Untersuchung



**Abb.12:** Anzahl der innerhalb der im REM untersuchten Segmente aufgetretenen Spalten. Es wird eine ähnliche Verteilung der Spaltgrößen innerhalb der Präparat-Gruppen deutlich. So überwiegt in allen Gruppen der im REM erkennbare Spalt in der Größenordnung Grad II ( $p < 0,05$ ) (Anzahl der Werte pro Gruppe  $n=15$ )

Die statistische Gegenüberstellung der Zementgruppen untereinander ergab für den Vergleich der Rebilda-Gruppe und der Gruppe der mit Multilink zementierten Stifte in Bezug auf die beobachteten Spalten keinen signifikanten Unterschied (Abb.12). Der Vergleich der Rebilda- und Meron-Gruppe ließ ebenfalls keinen Unterschied von statistischer Signifikanz erkennen, die in diesem Zusammenhang verglichenen Werte der Multilink-Gruppe mit denen der Meron-Gruppe ergaben keinen statistisch signifikanten Unterschied hinsichtlich des Auftretens von Spalten (Abb.12). Allerdings konnte für alle Gruppen eine erhöhte Anzahl von Spalten des Grades 2 festgestellt werden ( $p < 0,05$ ).

## 4. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurde der adhäsive Verbund verschiedener Befestigungszemente zum Wurzeldentin nach Insertion eines Glasfaserstiftes auf apikale Dichtigkeit und der Zusammenhang von auftretenden Spalträumen zur Tuschepenetrationstiefe untersucht. Zudem sollte die Eignung eines kunststoffverstärkten Glasionomerzementes zur Befestigung eines Glasfaser-Wurzelstiftes anhand des Vergleiches zu zwei Kompositen geprüft werden. Es ließen sich statistisch signifikant größere Tuschepenetrationswerte in der Meron-Gruppe im Vergleich zur Rebuilda-Gruppe messen, der Vergleich von Meron Plus AC mit Multilink Automix ergab eine Tendenz zu geringerer Tuschepenetration zugunsten des Komposits. Zwischen den Kompositen waren keine statistisch signifikanten Unterschiede erkennbar. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass keines der untersuchten Befestigungsmaterialien in der Lage war, eine apikale Dichtigkeit im Sinne eines hermetischen Verschlusses des mit einem Glasfaserstift versorgten Wurzelkanals zu gewährleisten, da in allen Gruppen eine Tuschepenetration zu verzeichnen war. Dieses Erkenntnis geht einher mit den Ergebnissen verschiedener in-vitro-Studien, die eine ungenügende Fähigkeit der adhäsiven Komposite in der Versiegelung von Dentin zeigten (Bouillaguet et al., 2000; Ozok et al., 2002). Tjan et al. (1991) untersuchten über die Penetration einer Fuchsinlösung die Undichtigkeit verschiedener Haftvermittlersysteme und kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass diese Systeme die Dichtigkeit zwar signifikant erhöhen können, kein System allerdings eine Undichtigkeit vollkommen verhindern kann. Auch die Autoren einer in-vivo-Studie, die Flüssigkeitsverschiebungen innerhalb verschiedener Adhäsive nach endodontischer Behandlung verglich (Chersoni et al., 2005), kamen zu der Schlussfolgerung, dass keiner der untersuchten vereinfachten Haftvermittler eine vollkommene Dichtigkeit im koronalen Drittel des Wurzelkanals erreichen kann, die Verwendung eines konventionellen Drei-Schritt-Adhäsivs die Permeabilität jedoch signifikant herabzusetzen vermag. Im Widerspruch dazu stehen die Ergebnisse von Fox und Gutteridge (1997), die die koronale Undichtigkeit in mit vorgefertigten Wurzelstiften versehenen Wurzelkanälen über eine Penetration mit indischer Tusche untersuchten. Sie verwendeten ebenfalls die von Robertson und Leeb (1982) beschriebene Klärungstechnik und beobachteten keine Tuschepenetration bei mit Komposit zementierten Stiften. Die Autoren nahmen daraufhin an, dass das in dieser Gruppe eingesetzte Komposit eine gute Versiegelung ermöglichte. Der Unterschied zu den vorliegen-

den Ergebnissen kann verschiedenen Faktoren geschuldet sein. So entspricht zum einen die mittlere Partikelgröße von indischer Tusche ungefähr 10 µm (Ahlberg et al., 1995; Youngson et al., 1998), die sich dadurch nur bedingt zu einer Penetrationsstudie eignet. Zum anderen erfolgte eine Temperatur-Wechselbelastung in der genannten Studie unter wesentlich weniger Zyklen (60) und geringeren Temperaturschwankungen (17 °C und 47 °C) als in der vorliegenden Studie. Die vorliegenden Ergebnisse lassen vermuten, dass ein Komposit mit abgestimmtem Adhäsivsystem einem kunststoffverstärkten Glasionomerzement ohne Adhäsivsystem als Befestigungszement für einen Glasfaserstift überlegen ist. Dies steht in Einklang mit den Ergebnissen der Untersuchungen von Love und Purton (1998), die nach Befestigung von Metallstiften den Verbund von Kompositen, kunststoffverstärkten Glasionomerzementen und konventionellen Glasionomerzementen zum Wurzeldentin unter mechanischer Belastung prüften. Sie fanden einen signifikanten Unterschied zwischen Kompositen und Glasionomerzementen auf der einen und kunststoffverstärkten Glasionomerzementen auf der anderen Seite. Aufgrund ihrer Ergebnisse bewerteten die Autoren kunststoffverstärkte Glasionomerzemente im Vergleich zu den anderen Befestigungsmaterialien als weniger geeignet. Der Zusammenhang von mechanischer Belastung mittels eines Ausstoß-Versuchs und der Fähigkeit von Zementen zur Versiegelung des Dentins wurde von Zicari et al. (2008) untersucht. Die Autoren verwendeten nach Zementierung von Glasfaserstiften dieselben Objekte für Dichtigkeitsmessung und mechanische Belastungstests und wiesen einen Zusammenhang nach. Auch sie fanden für keine der untersuchten Materialien eine homogene und dichte Verbindung des Verbundes von Stift zu Dentin und gaben anhand ihrer Messungen den Kompositen, die mit korrespondierenden selbstätzenden Adhäsiven oder Systemen mit separater Konditionierung des Dentins Verwendung fanden, gegenüber selbstadhäsiven Zementen den Vorzug. Goracci et al. (2005b) untersuchten den Haftverbund eines FRC Postec Glasfaserstiftes zum Wurzeldentin über einen Ausstoß-Versuch und ein Transmissionselektronenmikroskop und kamen zu dem Ergebnis, dass zur Befestigung von Glasfaserstiften ein Komposit, dessen Adhäsivsystem eine separate Ätzung des Wurzeldentins erfordert, einem anderen mit selbstätzendem Primer vorzuziehen ist. Auch eine andere Studie untersuchte nach Befestigung von Glasfaserstiften den Verbund verschiedener Zemente zum Wurzeldentin über mechanische Belastung, und die Autoren kamen aufgrund ihrer Ergebnisse zu dem Schluss, dass Systeme

me mit einer separaten Ätzung des Wurzelentins im Vergleich zu selbstkonditionierenden Adhäsiven oder selbstadhäsiven Zementen eine vorteilhaftere Adhäsion bieten (Radovic et al., 2008). Bei den in der vorliegenden Studie verwendeten Adhäsivsystemen ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede feststellen. Die Ursache dafür könnte in der in beiden Gruppen vorgenommenen Ätzung des Wurzelkanals begründet liegen. Da sich nach mechanischen Belastungstests große Zementanteile am dislozierten Stift fanden, wurde der Schwachpunkt der Verbundschichten in einer mangelhaften Verbindung von Zement beziehungsweise von Adhäsiv zum Wurzelentin vermutet (Gu et al., 2009; Zicari et al., 2008). Die klinische Beobachtung, dass die meisten Fehler im Bereich der Kontaktzone von Zement zu Dentin auftraten (Glazer, 2000; Malferrari et al., 2003; Monticelli et al., 2003), konnte durch in-vitro-Studien gestärkt (Bitter et al., 2006a; Bouillaguet et al., 2003) und inzwischen als eine Hauptursache für Misserfolge bestätigt werden (Cagidiaco et al., 2008). Es lässt sich spekulieren, die Ursache für auftretende Undichtigkeit ebenfalls in diesem Bereich zu suchen. In unserer Studie ließen die verwendeten Komposite keinen statistischen Unterschied hinsichtlich ihrer apikalen Undichtigkeit erkennen, so dass keinem der beiden Materialien der Vorzug gegeben werden kann. Im Vergleich zu einem selbstadhäsiven kunststoffmodifizierten Glasionomermazement erscheint Rebilda DC jedoch besser geeignet, eine größere apikale Dichtigkeit zu ermöglichen, obwohl in Bezug zum Auftreten von Spalten im apikalen Bereich des befestigten Wurzelstiftes kein Unterschied innerhalb der Materialien beobachtet wurde. In der Gruppe der mit Multilink Automix befestigten Glasfaserstifte ließen sich im Vergleich zur Meron-Gruppe nur tendenziell, jedoch nicht statistisch signifikant, geringere Tuschenpenetrationswerte erkennen. Eine Erklärung für die beobachteten vergleichbaren Ergebnisse beider Komposite kann, wie erwähnt, die in beiden Versuchsgruppen dieser Studie erfolgte Ätzung des Wurzelkanals sein. Diese unterblieb in der genannten Studie von Radovic et al. (2008) beim selbstkonditionierenden Adhäsiv, und die Autoren folgerten aufgrund ihrer Beobachtungen, dass die einem selbstkonditionierenden Adhäsivsystem oder einem selbstadhäsiven Kompositzement beigefügten milden Säuren nicht in der Lage sind, die bei der Präparation des Wurzelkanals entstehende Schmier-schicht zu entfernen. Dies deckt sich mit Untersuchungen der Hybridschicht, die ergaben, dass nach Behandlung des Wurzelkanals mit Phosphorsäure diese homogener ist und die in den Tubuli des Wurzelentins befindlichen Kunststoffzapfen länger als bei

einem selbstätzenden Adhäsiv sind (Mannocci et al., 1999b). Dieser Bereich wird auch als Kunststoff-Dentin-Diffusionszone (RDIZ) bezeichnet und kann als Charakteristikum für die Effektivität des Verbundes zum Dentin gelten (Ferrari und Mannocci, 2000; Ferrari et al., 2001; Nakabayashi et al., 1992a). Mannocci et al. (2001a) untersuchten die beiden in ihrer vorangegangenen Studie verwendeten Adhäsive durch Penetration eines Rhodamin B-Farbstoffes auf ihre Undichtigkeit. Sie kamen übergreifend zu der Ansicht, dass Adhäsive, deren Applikation nach separater Konditionierung des Dentins in mehreren Schritten erfolgt, einen besseren Randschluss bieten als selbstkonditionierende. Es kann angenommen werden, dass nach Behandlung mit Phosphorsäure eine homogenere und dickere Hybridschicht mit längeren Kunststoffzapfen erzeugt wird (Bitter et al., 2004; Boschian Pest et al., 2002). Insbesondere scheint zur Vermeidung von Undichtigkeit und im apikalen Bereich des Wurzelkanals ein Drei-Schritt-Adhäsiv effektiver zu sein als ein System, bei dem die Applikation in einem Schritt erfolgt (Mannocci et al., 1999b; Vichi et al., 2002). Untersuchungen des Verbundes von selbstadhäsiven dualhärtenden Zementen zum Dentin ließen keine Dekalzifikation oder Infiltration des Dentins durch diese Materialien erkennen, und es konnten keine Hybridschicht oder Kunststoffzapfen festgestellt werden (Monticelli et al., 2008). Entsprechende Untersuchungen sind zwar für Meron Plus AC nicht zu finden, es ist allerdings anzunehmen, dass dieser Zement ungeachtet einer unterschiedlichen Aushärtung der chemischen Komposition der untersuchten Materialien ähnelt. Diese Aspekte lassen die Annahme aufkommen, dass die innerhalb der Gruppen der Komposite zu erwartende Infiltration des Adhäsivs in das Wurzeldentin und die dadurch entstehende Hybridschicht eine apikale Undichtigkeit herabsetzen können. Beide Adhäsivsysteme sind in der Lage, diese Schicht aufzubauen (Bitter et al., 2004; Voco GmbH, 2013). Die Annahme, das Vorhandensein einer Hybridschicht als ausschließliche Ursache für eine geringere Tuschenpenetration oder Undichtigkeit anzusehen, würde allerdings bedeuten, dass bei einem Vergleich von Multilink- und Meron-Gruppe statistisch signifikante Unterschiede zu erwarten sind. Da jedoch nur eine Tendenz zugunsten des Komposits erkennbar ist, müssen zusätzlich andere Gründe in Betracht gezogen werden. Die im Vergleich aller Gruppen beobachteten Unterschiede im Ausmaß der Tuschenpenetration können somit durch verschiedene Faktoren bedingt sein. So sind Materialalterung, Inhomogenitäten innerhalb der Zemente, mangelhafte Bindung der Zemente zum Wurzeldentin oder zum

Wurzelstift, ungenügende Aushärtung des Materials in der Tiefe des Wurzelkanals und auch die Anatomie des Wurzelkanals in Erwägung zu ziehen. Eine Materialalterung lässt sich auf zweierlei Wegen annehmen: zum einen eine aktiv herbeigeführte durch thermische Wechselbelastung, zum anderen eine passive durch die Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung. Eine „aktive“ Materialalterung wurde in unserer Studie durch Thermocycling durchgeführt. Bei diesem Verfahren werden die Präparate einer Wechselbelastung durch Einbringen in Bäder verschiedener Temperaturen unterzogen. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Bädertemperaturen entsprachen mit 5 °C beziehungsweise 55 °C bewährten und von anderen Autoren verwendeten Temperaturen (Albashaireh et al., 2008; Balbosh und Kern, 2006; Bell et al., 2005; Bitter et al., 2006a; Purton et al., 2003; Reid et al., 2003). Auch wenn es vom klinischen Standpunkt aus betrachtet unwahrscheinlich erscheint, dass vergleichbar große Temperaturschwankungen von Patientenseite aus toleriert würden, ist solch ein Vorgehen am ehesten geeignet, eine Langzeitbelastung zu simulieren. Es lassen sich jedoch verschiedene Ergebnisse hinsichtlich eines Einflusses dieser Wechselbelastung auf den Verbund von Befestigungsmaterial zum Dentin finden. Purton et al. (2003) untersuchten anhand zweier verschiedener Stiftsysteme die Retention von mit Komposit zementierten Glasfaserstiften und fanden keinen signifikanten Unterschied der Haftkraft vor oder nach thermischer Wechselbelastung. Die Autoren folgerten daraus, dass bei Studien zur Retention von Wurzelkanalstiften einer thermischen Wechselbelastung geringe Aufmerksamkeit eingeräumt werden sollte. Dies steht in Einklang zu einer Studie von Bitter et al. (2006a), die die Haftkraft verschiedener Zemente nach Einsetzen eines FRC Postec Glasfaserstiftes in Wurzelkanäle vor und nach thermischer Wechselbelastung untersuchten. Die Autoren verwendeten für ihre Studie einen Ausstoß-Versuch und beobachteten nur für die Gruppe eines kunststoffmodifizierten Glasionomerzementes einen Unterschied. In dieser Gruppe stieg die Retentionskraft nach Thermocycling signifikant an. Es sei hier erneut an die von Zicari et al. (2008) aufgezeigten Ergebnisse der Messungen von Druck- und Dichtigkeitstests erinnert, so dass spekuliert werden kann, dass die thermische Wechselbelastung in der vorliegenden Studie einen zu vernachlässigenden Effekt auf die apikale Dichtigkeit ausübt. Im Falle von Meron Plus AC trat dadurch eventuell sogar eine Erhöhung der Konversionsrate und damit der Dichtigkeit ein, denn auch in anderen Studien wurde eine Erhöhung der Haftkraft eines kunststoffmodifizierten

Glasionomerzementes nach thermischer Wechselbelastung beobachtet (Abo-Hamar et al., 2005; Piwowarczyk et al., 2005; Reich et al., 2005). Eine „passive“ Materialalterung wäre bedingt durch das Lagerungsmedium, das heißt durch Wasseraufnahme der Befestigungszemente oder deren Adhäsivsystem, ließe sich aber auch durch Hydrolyse des Verbundes von Kunststoffmatrix und Glasfasern des Wurzelstiftes in Betracht ziehen. Obwohl eine Abdeckung des koronalen Stiftendes nicht vorgenommen wurde, ist es unwahrscheinlich, dass durch die Lagerung in erwähntem Medium eine Lösung des Verbundes bis in die apikale Region stattfand und so eine Tuscheperetration begünstigt wurde. Die beobachtete Tuschefreiheit aller apikalen Enden der FRC-Wurzelstifte scheint zudem der Vermutung einer Penetration über Undichtigkeiten innerhalb des Stiftes entgegenzustehen. Eine Hydrolyse des Verbundes von Füllstoffen und Matrix der Zemente ist zu diskutieren. Es konnte gezeigt werden, dass ein steigender Anteil von hydrophilen gegenüber hydrophoben Monomeren an der Matrix eine Steigerung der Wasserabsorption nach sich zieht (Ito et al., 2005; Yiu et al., 2006). Auf das in diesem Zusammenhang zu nennende und in allen Versuchsgruppen vorkommende 2-Hydroxyethyl-methacrylat (HEMA) als ein hydrophiles Monomer soll später genauer eingegangen werden. Der Gehalt dieses Methacrylats am Polymer ist eng verbunden mit der Wasserabsorption (Nishitani et al., 2007), so dass ein Zusammenhang zwischen dieser und der Tuscheperetration zu erwägen wäre. Hohlräume innerhalb der Zemente und Adhäsive sind von einigen Autoren nach dem adhäsiven Einsetzen eines Glasfaserstiftes in den Wurzelkanal (Mannocci et al., 1999b; Vichi et al., 2002) oder in artifizielle Kanäle beschrieben worden (Watzke et al., 2008) und nicht komplett zu vermeiden. Auch in der vorliegenden Studie konnten Lufteinschlüsse innerhalb der Zemente, die vermutlich hauptsächlich mit dem Viskositätsgrad des Zementes und der Wurzelanatomie zusammenhängen (Grandini et al., 2004; Vichi et al., 2002), trotz gewisser Maßnahmen – kein manuelles Anmischen sowie die ausschließliche Applikation des Zementes auf den Stift – nicht vollständig ausgeschlossen werden. Diese Bläschen innerhalb der Zement-Dentin-Schicht lassen sich trotz größter Vorsicht bei der Applikation von Adhäsiven und Befestigungsmaterial nicht vollkommen vermeiden (Pashley et al. 1995, (Eick et al., 1997)). Die Anwendung von flexiblen Applikationshilfen für den Zement wie bei Watzke et al. (2008) und von sehr feinen Microbrush-Aufsätzen für das Einbringen des Adhäsivsystems wie bei Ferrari et al. (2001; 2002) erscheint vielversprechend zur



Reduktion von Inhomogenitäten und Lufteinschlüssen zu sein. Ein Aufsatz für Meron Plus AC ist jedoch nicht erhältlich, entsprechend feine Microbrushs sind im Multilink Automix Paket nicht enthalten. Feinere Applikationsaufsätze und -pinsel für Reblida und das korrespondierende Adhäsiv sind erst mittlerweile zu erwerben. Eine große Bedeutung für einen langfristigen klinischen Erfolg wird dem Verbund von Wurzelentin zu Zement und von Wurzelstift zu Zement beigemessen. Lange Zeit wurde davon ausgegangen, dass mit der Entwicklung von verschiedenen Generationen von Adhäsivsystemen die Schwierigkeit der Verbindung von Schichten mit unterschiedlichen Eigenschaften minimiert wurde und die Schwachstelle innerhalb dieser Schichten eher zwischen Stift und Zement zu suchen war. Hieraus erwuchs die Überlegung, den Haftverbund durch Aufbringen eines Haftvermittlers auf den Wurzelstift zu verstärken. Vergleichbare Verfahren finden ihre Anwendung sowohl bei den in die Kunststoffmatrix eingebetteten Glasfasern als auch in der Silanisierung von mit Kompositen zementierten Keramikrestorationen. Man erhoffte sich dabei neben einer mikromechanischen Retention das Zustandekommen von chemischen Verbundkräften zwischen OH-Gruppen von freiliegenden Fasern und der Silanschicht. In der Vergangenheit kamen verschiedene Autoren, die den Einfluss von Haftsilanen untersuchten, zu keinem einheitlichen Ergebnis. Einige Studien kommen zu dem Schluss, dass das Silanisieren keinen Einfluss auf die Retention eines Glasfaserstiftes hat (Perdigao et al., 2006; Wang et al., 2007; Wrbas et al., 2007), während andere nach Applikation des Silans eine Erhöhung der Haftkraft bei mittels Komposit zementierten Wurzelstiften (Aksornmuang et al., 2004; Magni et al., 2007) oder der Haftkraft zwischen Glasfaserstift und Aufbaukomposit beobachten konnten (Goracci et al., 2005a). Leider sind keine Untersuchungen in Bezug auf eine Erhöhung oder Minderung der Dichtigkeit durch Auftragen eines Haftsilans zu finden. Es erscheint allerdings wenig wahrscheinlich, dass das Unterlassen der Silanisierung in der Meron-Gruppe die Dichtigkeit herabgesetzt hat, da bei der Abbindung als chemisches Reaktionsprodukt ein Polycarboxylat entsteht, das ohne Vermittlung eines Silans direkt an die freiliegenden Hydroxylgruppen der Fasern des Wurzelstiftes binden könnte. Zudem wurde gezeigt, dass Monomere in die Stiftmatrix penetrieren können (Mannocci et al., 2005), soweit sich die Löslichkeitsparameter von Matrix und Monomer ähneln (Le Bell et al., 2004). Dies kann für im Stift und Meron Plus AC enthaltenes UDMA und im Zement vorhandenes HEMA gelten. Wie bereits angemerkt, waren in allen drei Versuchsgruppen der

Studie Zusätze von HEMA vertreten: in der Multilink- und in der Rebuilda-Gruppe in den Adhäsiven, Meron Plus AC enthält laut Angaben des Herstellers einen gewissen Anteil HEMA. Eine herausragende Eigenschaft dieses Methacrylats ist das Verteilen hydrophober Bestandteile in den Adhäsiven im Sinne eines Emulgators, die in einer Penetration der Monomere in die Dentintubuli und das Kollagengeflecht des intertubulären Dentins und damit einer ausgeprägteren Hybridschicht resultiert. In Gegenwart von Wasser bildet HEMA ein „mikroporöses“ Hydrogel mit einer Porengröße von 10-100 nm (Chirila et al., 1993). Wasser ist Bestandteil beider Primer. Da entsprechend den Herstellerangaben keine exzessive Trocknung des Kanals nach Absprühen des Ätzgels erfolgte, ist zusätzlich anzunehmen, dass innerhalb der freigelegten Tubuli Wasser verblieb. Unter anderem aufgrund des teils geringen Molekulargewichtes der Bestandteile der Adhäsive, wie zum Beispiel von HEMA, als auch der innerhalb der Hybridschicht befindlichen organischen und anorganischen Partikel, kann sich ein osmotisches Druckgefälle zwischen Zement und Adhäsiv einerseits und der in den Tubuli enthaltenen Flüssigkeit andererseits entwickeln. Dieses Gefälle kann zu einer Verschiebung in Richtung des Komposits führen und damit eine Ansammlung von Wasser an der Komposit-Adhäsiv-Schnittstelle begünstigen, vor allem bei verzögerter lichtinduzierter Polymerisation (Tay et al., 2002). Die Autoren beließen die erste in Kontakt zum ausgehärteten Adhäsiv liegende Schicht vor Aushärtung für 20 min in Dunkelheit und beobachteten bei allen untersuchten selbstkonditionierenden Adhäsiven eine Ansammlung von Wassertropfchen am Übergang von mikrogefülltem Komposit zu Adhäsiv sowie einen Abfall der Haftwerte gegenüber Kontrollgruppen, deren Aushärtung ohne Verzögerung oder nach Dehydrierung erfolgte. Aufgrund dieser Beobachtungen kamen sie zu dem Schluss, dass Ein-Schritt-Adhäsive als permeable Membranen fungieren können. Obwohl in unserer vorliegenden Studie vor Aushärten des Adhäsivsystems in der Multilink-Gruppe nicht annähernd so lange gewartet wurde und die Polymerisation im Gegensatz zur genannten Studie von Tay et al. (2002) nach Insertion des Stiftes unterstützt durch Licht eintrat, ist zu überlegen, ob durch die Entfernung der Schmierschicht eine Transsudation der Tubuli begünstigt wurde. Dies könnte durch das oben angesprochene Phänomen der Diffusion eine mangelnde Versiegelung des Dentins zur Folge haben, da es zu Behinderung der Polymerisation oder durch Ausbildung feiner Poren zu sogenannten „Wasserbäumen“ innerhalb der Hybridschicht käme (Tay und Pashley, 2003a, 2003b).

Hashimoto et al. (2004) untersuchten die Durchlässigkeit von verschiedenen ausgehärteten Adhäsiven und bemerkten große Flüssigkeitsverschiebungen bei Lufttrocknung und Lichthärtung, besonders nach Entfernung der Schmierschicht durch Konditionierung des Dentins mit Phosphorsäure. So konnte nach Applikation von selbstkonditionierenden Adhäsiven eine geringere Verschiebung nachgewiesen werden. Die Autoren folgerten daraus, dass die in den Adhäsiven enthaltenen milden Säuren eine inkomplette Auflösung der in den Öffnungen der Dentintubuli eingeschlossenen Schmierpfropfen bewirkten und durch deren Hybridisierung die Flüssigkeitsbewegung herabgesetzt wurde. Es ist zu spekulieren, dass, soweit die auftretenden Flüssigkeitsansammlungen konfluieren, aufgrund der Kapillarkräfte eine Penetration der Tusche stattfand, die dann sogar bis in die Tubuli ziehen und lateralen Verzweigungen folgen konnte. Trotz der Überlegung, inwieweit eine Tuscheperetration auch über Dentintubuli oder Tubulianastomosen stattfand, muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass die vorliegende Studie ausschließlich das apikale Wurzeldrittel untersuchte, das die geringste Tubulidichte aufweist (Carrigan et al., 1984; Ferrari et al., 2000a; Mjor et al., 2001). Die Bedeutung von lateralen Verzweigungen und Anastomosen der Dentintubuli für die Haftkraft konnte von Chappell et al. (1994) gezeigt werden. Die Relevanz dieser Tubuli in Bezug auf eine Tuscheperetration beziehungsweise Undichtigkeit kann anhand der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung allein nicht beurteilt werden. Eine nicht zu kalkulierende Variable ist auch der Durchmesser der Dentintubuli, der mit dem Alter durch Sklerosierung abnimmt. Nicht alle Zähne waren vermutlich gleichen Alters oder die Tubuli von gleichem Durchmesser, die Abhängigkeit der Penetrationstiefe eines Markers in Dentinkanäle, vor allem im mittleren und apikalen Bereich des Wurzelkanals, vom Alter des Patienten konnte allerdings nachgewiesen werden (Thaler et al., 2008). Es konnte sogar gezeigt werden, dass in Bezug auf Markerpenetration der Sklerosierung der Tubuli eine größere Bedeutung beizumessen ist als der Schmierschicht (Paque et al., 2006). Ein Vergleich mit nachfolgenden Untersuchungen, die das koronale Wurzeldrittel hinsichtlich einer Undichtigkeit untersuchen, kann sich als hilfreich erweisen. Die Beobachtung, dass, ungeachtet des Materials, bei allen Präparaten, mit Ausnahme eines einzigen, die Tuscheperetration ausschließlich in Nähe des Stiftes auftrat, legt jedoch die Vermutung nahe, den Grund der Undichtigkeit innerhalb der Zemente oder Adhäsive zu suchen. Naheliegender wäre in diesem Zusammenhang die Erwägung der Abhängigkeit von entstandenen

Spalträumen im Bereich zwischen Wurzelstift und Dentin bei der Zementierung der Stifte und deren Auswirkung auf die beobachtete Tuscheperetration. Artefakte oder Fehler im Rahmen der Abformung der Wurzelstümpfe können weitestgehend ausgeschlossen werden, da es sich bei dem Abformmaterial Präsident um ein sehr niedrigvisköses additionsvernetztes Silikon handelt, das sich in der Vergangenheit zur detailgenauen Darstellung bewährt hat (Chersoni et al., 2005; Chersoni et al., 2004a; Chersoni et al., 2004b). Es ist davon auszugehen, dass die entstandenen Spalträume über die Replikas dimensionsgetreu wiedergegeben wurden. Die vorliegende Tuscheperetrationsstudie lässt allerdings keinen direkten Zusammenhang zwischen apikaler Undichtigkeit und Spaltbildung erkennen. Interessanterweise zeigten die Ergebnisse einer klinischen Untersuchung durch Moshonov et al. (2005), je größer der radiologisch erkennbare Spalt zwischen adhäsiv zementiertem Wurzelstift und verbliebener apikaler Wurzelfüllung ist, desto geringer ist die klinische Erfolgchance von mit Stift und Aufbau versorgten Zähnen einzuschätzen. Auch wenn in der gegenwärtigen Studie das Entstehen der beobachteten Spalten aufgrund anderer Faktoren zustande kam, ist dieses Phänomen für eine Langzeitprognose vermutlich nicht zu vernachlässigen, zumal eine Spaltbildung im Sinne eines kohäsiven oder adhäsiven Verbundfehlers eine mangelhafte Prognose für den klinischen Erfolg vermuten lässt und daher trotz eines nicht erkennbaren Zusammenhangs zur Penetrationstiefe beachtet werden sollte. Eine Charakterisierung dieses Verbundfehlers durch eine Unterscheidung, wie vorgenommen von einigen Autoren, die den adhäsiven Haftverbund eines Wurzelstiftes durch Abzugs- oder Drucktests untersuchten, erschien nicht sinnvoll (Aksornmuang et al., 2008; Bitter et al., 2006a), da in unserer Untersuchung keine mechanische Belastung im eigentlichen Sinne erfolgte. Allerdings muss eine durch das Trimmen auf den Verbund ausgeübte Belastung bei inkompletter Freilegung des Stiftes nach Abtrennen des Apex angenommen werden, die durch Mikrovibrationen und Scherkräfte eine schlecht zu definierende Kraft darstellt. Es konnte zwar gezeigt werden, dass mechanische Belastung die Undichtigkeit des Kontaktbereiches von Kunststoff und Dentin erhöhen kann (Osorio et al., 2005), und es ist eine allgemein akzeptierte Ansicht, dass diese Belastung einen signifikanten Einfluss auf die Undichtigkeit im Bereich des Dentins hat. Da aber ein Trimmen in allen Gruppen weitgehend gleicher Anzahl (Meron n=5, Rebuilda n=5, Multilink n=6) erfolgte, muss dieser Tatsache bei der Interpretation der Ergebnisse auf keine bestimmte Gruppe kon-

zentrierte Bedeutung eingeräumt werden. Ähnliche Spalten wurden auch von anderen Autoren beobachtet, die deren Entstehen auf das im Rahmen der elektronenmikroskopischen Betrachtung angelegte Vakuum zurückführten (Vichi et al., 2002). Die Häufung dieser „Risse“ im apikalen Drittel des Wurzelkanals legten jedoch die Vermutung nahe, dass es sich hierbei eher um Fehler des adhäsiven Verbunds handelte (Grandini et al., 2005). Da in der gegenwärtigen Studie Replikas der Schnittfläche untersucht wurden, die vor Anlegen eines Vakuums hergestellt wurden, kann das Annehmen eines Artefakts für das Zustandekommen der in dieser Studie beobachteten Spalträume verworfen werden. Die Entstehung der im Rasterelektronenmikroskop beobachteten Spalten kann demnach durch verschiedene andere Faktoren bedingt sein. Zum einen kann dies die oben beschriebene eingeschlossene Luft sein, die dann im Zuge des Abtrennens der Wurzelspitzen angeschnitten wurde, zum anderen lassen sich Spannungen innerhalb des Adhäsiv-Komposit-Verbundes, die aufgrund von unvorteilhaften Kavitätenverhältnissen während der Aushärtung auftreten, als Gründe für das Entstehen von Spalten annehmen. Die Höhe der bei der Polymerisation auftretenden Spannungen ist von der Kavitätenkonfiguration abhängig (Feilzer et al., 1987) und wird über die sogenannten Shrinkage(S)- und Cavity configuration(C)- Faktoren wiedergegeben. Während die Schrumpfung eine materialabhängige Komponente darstellt, ist der Kavitätenkonfigurations-Faktor eine durch den Defekt determinierte Komponente und gibt das Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen wieder. Der Zusammenhang beider Faktoren wurde von Tay et al. (2005) untersucht, und es wurde eine negative Korrelation von Zementdicke und C-Faktor gefunden. Die von ihnen in einem theoretischen Modell errechneten Ergebnisse ließen die Autoren beim Vergleich von adhäsiver intraradikulärer Zementierung mit intrakoronaren indirekten Restaurationen mit ähnlicher Zementdicke vermuten, dass die adhäsive Befestigung innerhalb eines Wurzelkanals wesentlich ungünstigere Bedingungen bietet. So berichten auch Bouillaguet et al. (2003), dass bei einer Zementdicke von 150 µm der in Wurzelkanälen entstehende C-Faktor sogar den Wert 200 erreichen kann. Verglichen mit den innerhalb intrakoronaler Restaurationen entstehenden Werten von 1 bis 5 scheint dies eine für den adhäsiven Verbund sehr hinderliche Bedingung zu sein. Der während der Aushärtung auftretende Stress wird durch eine Lichtpolymerisation zusätzlich erhöht, da die lichtinduzierte Konversion abrupt eintritt. Sobald der Kontraktionsstress die Haftkraft von Adhäsiv oder Zement übersteigt,

kommt es zur Entwicklung von Rissen oder sogar Spalten. Allerdings lässt das Auftreten vergleichbarer Spalten in der Meron-Gruppe vermuten, dass dieses Phänomen nicht ausschließlich lichtbedingt entstand. Pirani et al. (2005) bemerkten ungeachtet dessen, ob licht- oder selbsthärtende Polymerisation erfolgte, ein Auftreten vergleichbarer Spalten unabhängig von der Region des Wurzelkanals. Daraus folgerten die Autoren, dass diese Beobachtung die Herausforderung widerspiegelt, die aus der Zementierung eines Wurzelstiftes bei geringer Nachgiebigkeit des Wurzeldentins und der Anwesenheit eines hohen C-Faktors erwächst. Allerdings konnte kein Einfluss eines klinisch relevanten C-Faktors auf die Adhäsion von Befestigungszement zum Glasfaserstift festgestellt werden (Wang et al., 2008). Als ein wichtiger Aspekt für die Entwicklung von Polymerisationsstress zeigte sich der Füllkörpergehalt des Befestigungsmaterials (Ferrari et al., 2009). Die Autoren verglichen dualhärtende Komposite verschiedenen Füllkörpergehaltes hinsichtlich der Kontraktionskräfte bei der Aushärtung als auch deren mechanische Belastbarkeit nach Zementieren eines Glasfaserstiftes und der Undichtigkeit des Verbundes von Zement zu Dentin. Sie stellten einen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe von 10- und 30%igem Füllkörpergehalt und der Gruppe von 50- und 70%igem Füllkörpergehalt hinsichtlich der Belastbarkeit fest, dazu ein Ansteigen von Polymerisationsstress und Undichtigkeit mit Erhöhen des Fülleranteils. Die in der vorliegenden Studie untersuchten Komposite wiesen einen Anteil von ca. 40 % (Multilink) zu ca. 57 % auf, allerdings ist zwischen ihnen weder ein signifikanter Unterschied in Bezug auf eine Undichtigkeit feststellbar noch lässt der Vergleich der beobachteten Spalten Unterschiede erkennen. Über die Ursache kann spekuliert werden. So ist anzunehmen, dass die aufgrund des höheren Füllkörpergehaltes auch größer zu erwartenden Kontraktionskräfte durch die dem Adhäsivsystem beigefügten flexibel vernetzenden Monomere größtenteils kompensiert wurden, deren Eigenschaften eine Elastizität des Adhäsivfilms ermöglichen (Voco GmbH, 2013). Eine weitere Möglichkeit für die Entstehung von Spalten mag auch in der durch Präparation des Wurzelkanals entstandenen Schmierschicht und der durch Unzugänglichkeit verbliebenen Wurzelfüllmaterialien zu suchen sein. Diese Bereiche können trotz vorangegangener Ätzung des Wurzeldentins große Teile der Wurzelkanalwand einnehmen, die dadurch für die adhäsive Befestigung eines Glasfaserstiftes nicht zur Verfügung stehen (Serafino et al., 2004). Obwohl nach Behandlung der Kanalwand mit Phosphorsäure eine größere Fläche für die adhäsive Befestigung heranzuziehen ist,

reagieren nicht alle Bereiche in gleicher Weise auf das Ätzen. So ist im apikalen Bereich der geringste Flächenzuwachs zu verzeichnen (Ferrari et al., 2000a). Eine weitere zu diskutierende Möglichkeit über die Entstehung der beobachteten Spalten ist eine mangelhafte, durch Licht induzierte Aushärtung des Komposites, das dann im Rahmen der Dehydrierung durch den hochprozentigen Alkohol ausgewaschen wurde. Monomere zeichnen sich durch eine hohe Löslichkeit in Alkohol aus, die bei alkoholbasierenden Adhäsivsystemen genutzt wird. Die Lichtleitfähigkeit von Glasfaserstiften wurde in der Vergangenheit in verschiedenen Studien untersucht. Es kann angenommen werden, dass – ungeachtet dessen, ob es sich um Quarz-, Carbon-, Glasfaser- oder Keramikstifte handelt – die Lichtintensität eine Schwächung durch Wurzelstifte erfährt, die vor allem in der apikalen Region zu unzureichender Polymerisation führt (dos Santos Alves Morgan et al., 2008; Galhano et al., 2008). Die Quantität der Lichtenergie wird vom Stifttypus beeinflusst (dos Santos Alves Morgan et al., 2008). Im Gegensatz zu diesen Studien sollten die in der vorliegenden Untersuchung erfolgte Dualhärtung durch eine Lichtpolymerisation vom koronalen Stiftende aus und die selbsthärtenden Eigenschaften der Befestigungsmaterialien das Risiko einer unzureichenden Aushärtung im apikalen Bereich und die damit einhergehende Verfälschung bei der Einschätzung des Verbundes weitestgehend ausgeschlossen haben. Da in unserer Studie auch innerhalb der Meron-Gruppe, deren Aushärtung als Autopolymerisation lichtunabhängig erfolgte, vergleichbare Spalten auftraten, ist eine herabgesetzte Lichtintensität als ausschließlicher Grund wenig wahrscheinlich. Es erscheint daher angebrachter, von Rissen zu sprechen, die aufgrund von Spannungen während der Aushärtung entstanden und bedingt sind durch ungünstige Kavitätenverhältnisse, die innerhalb eines vorpräparierten Wurzelkanals herrschen können (Tay et al., 2005). Im Hinblick auf eine ungenügende Polymerisation der Befestigungsmaterialien und/oder der Adhäsive kann auch ein Einfluss von in den Tubuli verbliebenem NaOCl diskutiert werden. Der beim Zerfall dieser Spülflüssigkeit freiwerdende Sauerstoff kann als ein Polymerisationsinhibitor wirken und bei einem Kontakt zu Adhäsiv und/oder Zement dessen Aushärtung behindern (Nikaido et al., 1999; Rueggeberg und Margeson, 1990). Der Einfluss von Natriumhypochlorit auf die mechanischen Eigenschaften von Dentin konnte nachgewiesen werden, und es wurde eine Abnahme von E-Modul und Biegefestigkeit festgestellt (Marending et al., 2007; Sim et al., 2001). Hinsichtlich der Auswirkung auf die Verbindung von Kompositen zum Dentin

wurden Verminderung (Ozturk und Özer, 2004; Perdigao et al., 2000) und auch Steigerung der Haftkraft nach Verwendung von Natriumhypochlorit gefunden (Ari et al., 2003; Muniz und Mathias, 2005). Die Ergebnisse von Morris et al. (2001) lassen vermuten, dass nach Kontakt des Dentins mit NaOCl eine Neutralisierung der Rest- und Reaktionsprodukte erfolgen sollte, um eine ungehinderte Bindung eines selbsthärtenden Zementes zu gewährleisten. Die Autoren beobachteten nach NaOCl-Vorbehandlung herabgesetzte Haftwerte, deren Reduktion nach Behandlung des Dentins mit 10 %iger Ascorbinsäure oder Natriumascorbat vollständig umkehrbar war, und führten dies auf die Neutralisation restlichen Natriumhypochlorits beziehungsweise auf die Reduktion mancher der durch NaOCl oxidierten Bestandteile des Dentins zurück. Dies legt den Gedanken nahe, dass eine etwaige Neutralisierung durch die in der vorliegenden Untersuchung verwendete Phosphorsäure, deren Azidität höher ist als die von Morris eingesetzte Ascorbinsäure, nur in der Rebuilda- und in der Multilink-Gruppe erfolgte. Der Schlussfolgerung der Arbeitsgruppe um Morris folgend, würde das bedeuten, dass eine Beeinflussung der Aushärtung in der Gruppe der mit Meron zementierten Stifte am wahrscheinlichsten ist, zumal eine Oxidation von potentiellen Bindungsstellen einer chemischen Bindung entgegenwirken kann. Eine direkte Auswirkung durch diese Beeinflussung auf die Tuschepenetrationstiefe lässt sich anhand unserer Untersuchungsmethodik nicht eindeutig ableiten, eine Überprüfung dieses Zusammenhanges könnte sich als hilfreich erweisen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass unter Berücksichtigung aller geschilderten Aspekte die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung vermutlich nicht durch eine Ursache allein zu erklären sind. Die Gründe der unterschiedlichen Penetrationstiefen sind aber am ehesten bei der Verwendung von Haftvermittlersystemen zu suchen. Es ist anzunehmen, dass das mehrmalige Auftragen unterschiedlicher Adhäsivschichten mit separater Aushärtung im Falle von Solobond Plus eine Flüssigkeitsverschiebung aus den Dentintubuli heraus herabsetzte und so eine dichte Adhäsion von Rebuilda DC ermöglichte. Die separate Aushärtung von Solobond Plus vor der Lichtpolymerisation des Befestigungskomposites und die entstandene, im Vergleich zur Multilink-Gruppe vermutlich dickere Hybridschicht können dabei unterstützend gewirkt haben. Eine Hybridschicht ist auch in der Multilink-Gruppe anzunehmen. Die einmalige Applikation des Primergemisches mag aber eine Flüssigkeitsverschiebung über die Adhäsivschicht nicht in gleichem Maße herabgesetzt haben. Der Primer des Solobond Plus-



Systems als auch Primer A des Multilink-Primergemisches enthalten Wasser. Dem Solobond Plus Primer ist als Lösungsmittel ein Gemisch aus Wasser und Aceton zugefügt, der des Multilink Systems enthält eine wässrige Lösung von Initiatoren. Der aufgrund der chemischen Zusammensetzung unterschiedliche Gehalt an Wasser und der Einfluss der einmaligen Applikation des Adhäsivsystems mögen jedoch gering sein, so dass zwischen den Gruppen der Komposite zwar keine statistischen Unterschiede erkennbar waren, der Vergleich von Multilink und Meron aber eine Tendenz erkennen ließ. Diese Möglichkeit und die Variable einer unterschiedlichen Tubulisklerosierung und der damit verbundenen potenziell unterschiedlichen Durchlässigkeit für Marker und Flüssigkeiten könnten die breitere Streuung der Ergebnisse der Tuscheperetration in der Multilink-Gruppe im Vergleich zur Rebilda-Gruppe erklären. Die in der Meron-Gruppe beobachteten Tuscheperetrationstiefen könnten auf einen, in Abwesenheit einer abmildernden Hybridschicht, ungehinderten Ausstrom von Flüssigkeit aus den Tubuli zurückzuführen sein, die mit dem in Meron enthaltenen HEMA während der laut Hersteller einige Minuten betragenden Abbindung ein beschriebenes Hydrogel bildet, das eine Markerperetration begünstigte. Die vergleichsweise lange Abbindungsdauer des kunststoffverstärkten Glasionomerzementes könnte eine tiefere Penetration von Flüssigkeit in den Zement begünstigen, die Porengröße des Hydrogels von 10-100 µm ließe eine Passage der Tuscheartikel zu, deren Partikelgröße mit 0,2-2 µm bestimmt wurde (Mente et al., 2010). Ein entsprechendes Gel könnte zwar auch bei Multilink und Rebilda beziehungsweise deren Adhäsiven entstehen. Es ist jedoch anzunehmen, dass nach Verwendung der Adhäsivsysteme vorhandene Flüssigkeit durch die Bildung des Hydrogels innerhalb der Dentintubuli gebunden wird und die Hybridschicht nachfolgende Flüssigkeit behinderte. Dadurch reduzierte sich im Vergleich zur Meron-Gruppe die Menge des mit dem Befestigungsmaterial in Kontakt kommenden Wassers, die innerhalb des Komposites ein Gel und damit eine Undichtigkeit hervorrufen konnte. Die vorhandene Schmier-schicht als relativ durchlässiges Medium und etwaige Interaktion restlichen NaOCl's, das eine Bindung der Glasionomerkomponente zum Dentin behinderte, mögen zu dieser Undichtigkeit in der Gruppe des modifizierten Glasionomerzementes beigetragen haben. Weitere Untersuchungen sollten erfolgen, um dies zu bestätigen. Die Bewertung von Tuscheperetrationsstudien wird kontrovers diskutiert. So kamen Goldman et al. (1989) in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass eingeschlossene Luft die Penetration von Tusche

verfälschen kann. Die Autoren beobachteten erst nach Anlegen eines Vakuums die vollständige Penetration eines leeren oder auch undicht gefüllten Kanallumens und folgerten daraus, dass nur nach Entfernung der vorhandenen Luft durch Anlegen eines Vakuums die Gültigkeit einer Penetrationsstudie gegeben sei. Ihrer Meinung nach können demnach auf andere Weise erhaltene Ergebnisse nur einen qualitativen Charakter haben, sie repräsentieren ein Alles-oder-Nichts-Verhalten des Präparats. Der Einfluss von eingeschlossener Luft auf die Penetration einer Methylenblau-Lösung wurde von Spangberg et al. (1989) anhand von standardisierten Hohlräumen untersucht (Spangberg et al., 1989). Die Autoren applizierten bis zur Abbindung des Sealers orthodontische Drähte innerhalb der gefüllten Kanallumina und stellten eine Abhängigkeit von Penetrationstiefe zur Größe des Hohlraumes fest. Die dadurch in dieser Studie erzeugten Inhomogenitäten innerhalb des Kanals (0,28 bzw. 0,51 mm) übertreffen jedoch die in der vorliegenden Untersuchung beobachteten und zu erwartenden Einschlüsse, deren Größenordnung durch Überprüfung der Passgenauigkeit des Stiftes nach Vorbohrung herabgesetzt wurde. Durch den nur einseitig von koronal vorgenommenen Verschluss der standardisierten Hohlräume sind diese eher mit den in unserer Untersuchung angeschnittenen Spalträumen zu vergleichen – deren Zusammenhang zur Tuschepenetrationstiefe von uns nicht festgestellt werden konnte – als mit komplett eingeschlossenen Blasen. Oliver und Abbott (1991) beobachteten ebenfalls anhand von eingeschlossenen standardisierten Hohlräumen in Glaskapillaren erst nach Anlegen eines Vakuums die vollständige Penetration einer Methylenblau-Lösung bei allen positiven Kontrollpräparaten. Die Autoren zogen aus ihren Ergebnissen den Schluss, dass Studien mit passiver Markerpenetration ohne vorher erfolgte Entfernung der eingeschlossenen Luft durch ein Vakuum unzuverlässig und sehr variabel sind. Auch in dieser Untersuchung wurden orthodontische Drähte zur Herstellung von Hohlräumen verwendet, im Unterschied zur genannten Studie von Spangberg et al. (1989) nahmen Oliver und Abbott (1991) als positive Kontrollgruppe jedoch Glaskapillaren, deren beide Seiten unversiegelt blieben. Im Gegensatz dazu konnte allerdings von Roda und Gutmann (1995) kein signifikanter Unterschied der Tuschepenetration in Versuchen nach oder ohne Anlegen eines Vakuums gemessen werden. Sie untersuchten unter Verwendung extrahierter Zähne die apikale Dichtigkeit von Wurzelkanalfüllungen über die Penetration von indischer Tusche. Auch in dieser Studie konnte erst nach Anlegen eines Vakuums eine Tuschepenetration über

die gesamte Länge des Kanals beobachtet werden. Die Autoren wiederholten die gleichen Versuche einen Monat später und verglichen die aus beiden Reihen erhaltenen Daten unter Verwendung eines parametrischen und eines nichtparametrischen Tests. Das Ergebnis des parametrischen Tests ließ eine Steigerung der Zuverlässigkeit einer gemessenen Markerpenetration nach Anlegen eines Vakuums vermuten. Jedoch hielten die Autoren anhand der Verteilung und der Abweichung der Daten einen nichtparametrischen Test für indizierter und aussagekräftiger, dessen Ergebnis keinerlei statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsgruppen erkennen ließ und schlussfolgerten, dass die Verwendung eines Vakuums die Zuverlässigkeit nicht erhöht. Dies steht in Einklang mit einigen anderen Untersuchungen, die keine Notwendigkeit oder besonderen Nutzen zur Verwendung eines Vakuums für eine Markerpenetration zur Beurteilung der Dichtigkeit feststellen konnten (Antonopoulos et al., 1998; Dickson und Peters, 1993; Masters et al., 1995; Peters und Harrison, 1992). Roda und Gutmann (1995) beobachteten in den dem Vakuum ausgesetzten Präparaten Bläschen am Übergang zur versiegelten Wurzeloberfläche und nahmen an, dass durch das Freisetzen der eingeschlossenen Luft Artefakte produziert werden, die Ergebnisse verfälschen können. Dies lässt den Nutzen eines Vakuums eher zweifelhaft erscheinen. Es erfolgte in der vorliegenden Studie weder Entfernung der etwaig eingeschlossenen Luft durch Vakuum noch eine Bestimmung ihres Gehaltes. Jedoch darf diskutiert werden, inwieweit durch Anlegen eines Vakuums die Übertragbarkeit zu klinischen Bedingungen gewahrt wird. Bei jeder Untersuchung sollte, auf welche Weise auch immer, der Bezug zur klinischen Realität hergestellt werden können. Ein zu diesem partiellen Vakuum vergleichbarer Druck ist im menschlichen Körper nicht vorhanden und kann bei entsprechenden klinischen Therapien nicht realisiert werden. Auf jeden Fall kann beim vorliegenden Versuch davon ausgegangen werden, dass ein intraexperimenteller Vergleich der Ergebnisse in den verschiedenen Gruppen möglich ist. Es konnte gezeigt werden, dass im Vergleich zu Isotopen Tuschelösungen eine größere Penetrationstiefe zeigten und somit ein verlässlicherer Indikator bei der Bestimmung der apikalen Undichtigkeit sind (Matloff et al., 1982). Im Vergleich verschiedener in der Vergangenheit für Penetrationsstudien verwendeter Tuschen und Markerlösungen konnte von Mente et al. (2010) gezeigt werden, dass die in der vorliegenden Studie eingesetzte Zeichentusche anderen überlegen und vorzuziehen ist. Die Autoren verglichen das Penetrationsverhalten aller Marker und de-

ren Partikel- beziehungsweise Molekülgrößen mit den Größen von 21 verschiedenen endodontisch pathogenen Keimen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Partikel der Zeichentusche (0,2-2 µm) am besten mit dem Größenspektrum dieser Keime (0,13-2 µm) korrespondieren, während in anderen Markerlösungen wesentlich kleinere Teilchen zu messen sind (1-2 nm), die Beurteilungen von Undichtigkeiten dahingehend verfälschen können. Andere Autoren regen für Penetrationsstudien ebenfalls die Verwendung von Markern an, deren Größe vergleichbar mit der von Bakterien ist (Kersten und Moorer, 1989). Vor allem für Untersuchungen des apikalen Wurzelbereiches, in dem Dentintubuli kleineren Durchmessers zu finden sind (Garberoglio und Brännström, 1976; Tronstad, 2008), sollte dies beachtet werden. Ein Zusammenhang zwischen klinischem Behandlungserfolg (Oliver und Abbott, 2001) oder aufgetretener apikaler Radioluzens (Susini et al., 2006) und beobachteter Markerpenetration konnte nicht nachgewiesen werden. Beide Studien verwendeten in vivo endodontisch versorgte Zähne, deren Versuchsgruppen nach klinischen Erfolgskriterien oder nach Einteilung anhand eines Periapikal-Index zugeordnet wurden. Unabhängig von der unterschiedlichen Methodik bei der Studien kamen die Forschungsgruppen zu dem Ergebnis, dass keinerlei Zusammenhang zwischen einer beobachteten apikalen Markerpenetration und dem Behandlungserfolg zu erkennen ist. Dies könnte jedoch der Tatsache geschuldet sein, dass die Teilchen der verwendeten Methylen-Blau-Lösung 10<sup>3</sup>mal kleiner sind als viele Bakterienspezies (Oliver und Abbott, 2001). Zusätzlich muss angemerkt werden, dass endodontische Erkrankungen und die damit in Zusammenhang stehenden apikalen Symptome multibakterielle Geschehnisse sind, für deren Untersuchung ein Marker mit einem engen Größenspektrum vermutlich ungeeignet ist. Allerdings konnte noch in keiner Studie eine Korrelation von in-vitro-Ergebnissen einer Penetrationsstudie zur Prävalenz einer Sekundärkaries oder apikalen Parodontitis nach Zementierung von Wurzelstiften belegt werden, wenn die gleichen Materialien unter klinischen Bedingungen getestet wurden. Es muss zudem darauf hingewiesen werden, dass eine in vitro beobachtete Einwärtsbewegung von Flüssigkeiten oder Markern in den Kanal nicht mit einer Auswärtsbewegung von Bakterien oder deren Toxinen, die apikale Entzündungen hervorrufen können, aus dem Kanal heraus gleichgesetzt werden sollte. Dennoch ist es wichtig, den Glasfaserstift vor Flüssigkeiten zu schützen, um einer Materialermüdung vorzubeugen und damit den klinischen Langzeiterfolg zu gewährleisten (Mannocci et al., 2001b; Vano

et al., 2009; Vichi et al., 2008). Es verbleibt die Frage nach einer Optimierung der apikalen Dichtigkeit unter bestehenden Herausforderungen, solange keine neuen Materialien für die intraradikuläre adhäsive Befestigung einer Restauration entwickelt wurden. Hinsichtlich der selbstadhäsiven Befestigungszemente sollten weitere Untersuchungen der apikalen Dichtigkeit unter Verwendung von auf diese Materialien abgestimmten Adhäsivsystemen weiteren Aufschluss bieten. Deren Verwendung lässt sich nach ihrem Einsatz bei Untersuchungen in Bezug auf mechanische Belastung zur Steigerung der Verbundfestigkeit empfehlen (Miyazaki et al., 1999; Miyazaki et al., 1997). Da durch die Verwendung eines für die Verarbeitung von Kunststoffen empfohlenen Haftvermittlersystems die Adhäsion eines kunststoffmodifizierten Glasionomerzementes der eines Komposites ähnlicher zu sein scheint als der eines konventionellen Glasionomerzementes (Nakanuma et al., 1998), lässt sich über eine vergleichbare zu erreichende Dichtigkeit spekulieren. Nach Applikation eines modernen Komposit-Adhäsivsystems konnte eine Steigerung der Belastbarkeit der Verbindung von kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen zu Rinderdentin beobachtet werden (Pereira et al., 1998), ungeachtet der chemischen Unterschiede der untersuchten Zemente. Diese Aspekte lassen die Untersuchung der apikalen Dichtigkeit von kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen nach Befestigung von Wurzelstiften unter Verwendung eines Komposit-Adhäsivsystems in Betracht ziehen. Die relative Unzugänglichkeit des apikalen Bereiches bleibt eine Herausforderung an den klinischen Behandler, die durch Kenntnis um die Schwierigkeiten nur minimiert werden kann. In den letzten Jahren versuchte man das Problem des schwer zu kontrollierenden Feuchtigkeitsgehaltes in der Tiefe und in den Tubuli zu lösen. Ausgehend von der Beobachtung, dass Monomere in Alkohol eine bessere Löslichkeit als in Wasser aufweisen, wurde die Wirkung von alkoholbasierenden Adhäsiven auf säurekonditioniertes Dentin untersucht (Eddleston et al., 2003). Die Autoren dieser Studie untersuchten nach Trocknung des demineralisierten Dentins und nach dem Einbringen von Wasser/HEMA- und Alkohol/HEMA-haltigen Primern die Reexpansion der kollabierten Kollagenmatrix. Sie beobachteten nach erfolgter Evaporation des Lösungsmittels eine größere Matrixschrumpfung nach Applikation des wasserhaltigen Adhäsivs und folgerten daraus, dass das Ausmaß der Schrumpfung bestimmt, wie viel HEMA innerhalb der Matrix verbleibt. Nach Verdunstung des Lösungsmittels erlauben die HEMA-imprägnierten Kollagenfibrillen eine bessere Benetzung mit hydrophoben Dimethacryla-

ten (Rosales-Leal et al., 2001). Dies führte zur Entwicklung des sogenannten Ethanol-wet-bonding-Verfahrens, um eine noch ausgeprägtere Infiltration der hydrophilen Kollagenmatrix mit hydrophoben Harzen zu erreichen. Bei dieser Technik wird mithilfe einer Alkoholreihe aufsteigender Konzentrationen, ähnlich der in unserer Studie verwendeten, der Austausch der innerhalb der Tubuli verbliebenen Flüssigkeit durch Alkohol erreicht, der nachfolgend eine bessere Benetzung des Kollagens mit sehr hydrophoben Primern ermöglicht (Sadek et al., 2008). Der Austausch des Wassers durch Alkohol führt zu geringerer Schrumpfung der Kollagenmatrix, zu der eine bessere Bindung von relativ hydrophoben Kompositen möglich ist (Tay et al., 2007). Diese Beobachtung wurde von Carvalho et al. (2009) anhand von zwei frei erhältlichen Adhäsivsystemen überprüft. Die Autoren fanden bei einem der untersuchten Adhäsive eine signifikante Steigerung der Haftkraft in einem Ausstoß-Versuch. Hinsichtlich der Permeabilität der Verbindung von sehr hydrophoben Harzen zur Zahnhartsubstanz konnte eine starke Reduktion der Flüssigkeitsverschiebung nach Alkoholsättigung des Dentins gemessen werden (Cadenaro et al., 2009). Anhand dieser Beobachtungen ist die Überprüfung der apikalen Dichtigkeit nach Verwendung der Ethanol-wet-bonding Technik zu empfehlen. Es sollte angemerkt werden, dass aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung nicht generell von der Verwendung eines kunststoffverstärkten Glasionomerzementes abgeraten werden sollte. Weitere Studien sollten den Effekt eines auf diesen Zement abgestimmten Adhäsivsystems hinsichtlich der Undichtigkeit überprüfen, um eine Optimierung des Umganges mit der geschilderten Problematik zu erreichen. Weiterhin ist festzuhalten, dass eine beobachtete Tuscheperetration beziehungsweise Undichtigkeit nicht automatisch einen Misserfolg eines mit einem Wurzelstift behandelten Zahnes bedeuten muss, sondern vielmehr das Potenzial eines fehlenden Therapieerfolges widerspiegelt.

## 5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie sollte die Eignung verschiedener Befestigungszemente für dentale Glasfaserstifte hinsichtlich ihres Verbundes zum Wurzeldentin überprüft werden. Bei 45 frisch extrahierten Zähnen wurden nach Vorbereitung durch endodontische Wurzelkanalfüllung Glasfaserstifte (FRC Postec Plus) mit zwei dualhärtenden Kompositen (Multilink Automix und Rebuilda DC) unter Konditionierung der Zahnhartsubstanz und mit einem kunststoffverstärktem Glasionomerzement (Meron Plus AC) ohne Konditionierung der Zahnhartsubstanz eingesetzt. Nach Freilegung des apikalen Stiftendes durch einen Schnitt auf Höhe des Überganges Guttapercha/Stift und der Abformung der Schnittfläche (President) zur Herstellung von Replikas für eine REM-Analyse wurde die Überprüfung der Dichtigkeit über eine Tuscheperetration von apikal vorgenommen. Darauf folgte nach Fixierung in Formalin eine Klärung der Zähne unter Verwendung von Salpetersäure, einer nachfolgenden Alkoholreihe und Methylsalicylat. Die zu beobachtende Tuscheperetration wurde über eine von vier Seiten vorgenommene fotografische Dokumentation metrisch ausgewertet, die Auswertung der Replikas erfolgte über REM-Analyse nach Erstellung eines Beurteilungsrasters.

Die Ergebnisse der Tuscheperetration lassen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden dualhärtenden Kompositen erkennen ( $p > 0,05$ ), ein Vergleich zwischen Rebuilda DC und Meron Plus AC ergab statistisch signifikant größere Penetrationstiefen auf Seiten des verstärkten Glasionomerzementes ( $p < 0,05$ ), während der Vergleich von Multilink Automix und Meron Plus AC tendenzielle, jedoch statistisch nicht signifikant geringere Tuscheperetration in der Multilink-Gruppe ( $p > 0,05$ ) zeigte. Die REM-Auswertung ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen hinsichtlich einer apikalen Spaltbildung ( $p > 0,05$ ).

Die Auswertung der vorliegenden Untersuchung zeigt, dass für das Einbringen von dentalen Glasfaserstiften in Wurzelkanäle Befestigungssysteme mit Konditionierung der Zahnhartsubstanz bevorzugt werden sollten. Dabei haben sich die untersuchten dualhärtenden Komposite in Kombination mit den auf diese abgestimmten Adhäsivsystemen im Hinblick auf apikale Undichtigkeiten als gleichwertig gezeigt. Die Ergebnisse von Tuscheperetration und REM-Analyse lassen keinen Zusammenhang zwischen gemessener Penetrationstiefe und beobachteten Spalträumen erkennen.

## 6. Anhang

	1	2	3	4	Mittelwert	Standardabweichung
1	1,79	0,52	1,75	2,02	1,52	0,675
2	1,32	1,44	1,17	1,55	1,37	0,162
3	2,09	2,37	2,99	2,09	2,34	0,424
4	2,21	3,31	2,59	2,53	2,66	0,465
5	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0
7	0,95	0,87	0,45	0	0,57	0,436
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0
10	0	2,01	1,79	1,59	1,35	0,915
11	0	0	0	2,45	0,61	1,225
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	1,39	0,50	0,55	0,61	0,577
15	0	0	0	0,2	0,05	0,100

**Tab.4:** Gesamtdaten der gemessenen Tuschepenetration der von vier Seiten fotografierten Präparate aus der Multilink-Gruppe mit den für die jeweiligen Zähne errechneten Mittelwerten und der Standardabweichung (in mm)



	1	2	3	4	Mittelwert	Standardabweichung
1	1,00	0,62	1,10	1,37	1,02	0,309
2	1,50	2,39	2,20	1,90	1,99	0,391
3	0,80	1,52	1,60	0,90	1,20	0,412
4	2,89	3,51	2,60	2,93	2,98	0,393
5	0	0	0	0	0	0
6	0,20	0,72	0,75	0,70	0,59	0,261
7	0	0	0	0	0	0
8	0,90	1,39	1,62	0,90	1,20	0,363
9	6,41	6,21	5,10	5,07	5,70	0,715
10	1,74	1,84	1,34	1,29	1,55	0,277
11	0	0,80	0,87	0,70	0,59	0,400
12	0	0	1,64	1,20	0,71	0,840
13	1,42	0	3,53	2,39	1,83	1,496
14	0	0,25	0,27	0,25	0,19	0,129
15	0,10	0,27	0,27	0,27	0,23	0,087

**Tab.5:** Gesamtdaten der gemessenen Tusche­penetration der von vier Seiten fotogra­fierten Präparate aus der Meron-Gruppe mit den für die jeweiligen Zähne errechneten Mittelwerten und der Standardabweichung (in mm)

	1	2	3	4	Mittelwert	Standardabweichung
1	0	0,03	0	0,13	0,04	0,063
2	0,75	1,27	1,17	1,21	1,10	0,240
3	0	1,30	0	1,11	0,60	0,701
4	0,57	1,14	1,09	0,85	0,91	0,263
5	0,50	1,98	1,69	1,91	1,52	0,694
6	0	0	0	0	0	0
7	0,58	0,47	0,52	0,55	0,53	0,047
8	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0,55	0,90	0,36	0,440
10	1,47	0	0,75	0	0,56	0,706
11	0,82	1,57	1,67	1,54	1,40	0,390
12	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0,30	0,07	0,149
15	0	0	0	0	0	0

**Tab.6:** Gesamtdaten der gemessenen Tusche penetration der von vier Seiten fotografierten Präparate aus der Rebuilda-Gruppe mit den für die jeweiligen Zähne errechneten Mittelwerten und der Standardabweichung (in mm)

Präparatnr.	Grad I	Grad II	Grad III	Gesamt
1	7	4	5	16
2	9	7	0	16
3	0	7	9	16
4	0	0	16	16
5	3	13	0	16
6	10	6	0	16
7	6	10	0	16
8	4	12	0	16
9	1	13	2	16
10	1	14	1	16
11	4	12	0	16
12	3	12	1	16
13	3	13	0	16
14	9	7	0	16
15	0	16	0	16
Summe	60	146	34	
Mittelwert	4	10	2	
Standardabweichung	3,46	4,38	4,56	
Median	3	12	0	
Minimum	0	0	0	
Maximum	10	16	16	
Interquartilsabstand	5,5	6	1,5	

**Tab.7:** Gesamtdaten der durch die REM-Untersuchung gemessenen Spalten in der Multilink-Gruppe mit der vorgenommenen Gradeinteilungen der 16 Segmente, aufgeführt sind ebenfalls die errechneten Median- und Mittelwerte, deren Standardabweichung und die gemessenen Minima und Maxima mit den für diese Gruppe bestimmten Interquartilsabständen

Präparatnr.	Grad I	Grad II	Grad III	Gesamt
1	9	6	1	16
2	14	2	0	16
3	6	8	2	16
4	0	11	5	16
5	6	10	0	16
6	1	15	0	16
7	0	16	0	16
8	0	15	1	16
9	0	0	16	16
10	1	11	4	16
11	0	12	4	16
12	1	15	0	16
13	1	8	7	16
14	8	8	0	16
15	1	7	8	16
Summe	48	144	48	
Mittelwert	3	10	3	
Standardabweichung	4,35	4,75	4,46	
Median	1	10	1	
Minimum	0	0	0	
Maximum	14	16	16	
Interquartilsabstand	6	6	4,5	

**Tab.8:** Gesamtdaten der durch die REM-Untersuchung gemessenen Spalten in der Meron-Gruppe mit der vorgenommenen Gradeinteilungen der 16 Segmente, aufgeführt sind ebenfalls die errechneten Median- und Mittelwerte, deren Standardabweichung und die gemessenen Minima und Maxima mit den für diese Gruppe bestimmten Interquartilsabständen

Präparatnr.	Grad I	Grad II	Grad III	Gesamt
1	14	1	1	16
2	3	7	6	16
3	0	12	4	16
4	1	14	1	16
5	0	9	7	16
6	2	13	1	16
7	0	13	3	16
8	2	13	1	16
9	5	9	2	16
10	0	16	0	16
11	2	11	3	16
12	2	14	0	16
13	14	2	0	16
14	2	14	0	16
15	0	11	5	16
Summe	47	159	34	
Mittelwert	3	11	2	
Standardabweichung	4,63	4,37	2,31	
Median	2	12	1	
Minimum	0	1	0	
Maximum	14	16	7	
Interquartilsabstand	2,5	4,5	3	

**Tab.9:** Gesamtdaten der durch die REM-Untersuchung gemessenen Spalten in der Re-bilda-Gruppe mit der vorgenommenen Gradeinteilungen der 16 Segmente, aufgeführt sind ebenfalls die errechneten Median- und Mittelwerte, deren Standardabweichung und die gemessenen Minima und Maxima mit den für diese Gruppe bestimmten Interquartilsabständen

## 7. Literaturverzeichnis

1. Abdalla AI. Morphological interface between hybrid ionomers and dentin with and without smear-layer removal. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 808-814
2. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005; 9: 161-167
3. Ahlberg KM, Assavanop P, Tay WM. A comparison of the apical dye penetration patterns shown by methylene blue and india ink in root-filled teeth. *Int Endod J* 1995; 28: 30-34
4. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 599-604
5. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 431-437
6. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent* 2004; 32: 443-450
7. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Panyayong W, Tagami J. Regional bond strengths and failure analysis of fiber posts bonded to root canal dentin. *Oper Dent* 2008; 33: 636-643
8. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effect of dentin conditioning on retention of airborne-particle-abraded, adhesively luted glass fiber-reinforced resin posts. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 367-373
9. Anderson GC, Perdigao J, Hodges JS, Bowles WR. Efficiency and effectiveness of fiber post removal using 3 techniques. *Quintessence Int* 2007; 38: 663-670
10. Antonopoulos KG, Attin T, Hellwig E. Evaluation of the apical seal of root canal fillings with different methods. *J Endod* 1998; 24: 655-658
11. Ari H, Yasar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod* 2003; 29: 248-251
12. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; 27: 275-278

13. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 565-567
14. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1995; 11: 359-362
15. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 1998; 24: 703-708
16. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 218-223
17. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent* 2005; 33: 533-539
18. Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. *J Adhes Dent* 2004; 6: 319-325
19. Berg C, Hammer P. Metal-free restoration techniques. Pin-supported by In-Ceram. *Dent Labor* 1992; 40: 1199-1202
20. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J* 2006a; 39: 809-818
21. Bitter K, Paris S, Martus P, Schartner R, Kielbassa AM. A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine. *Int Endod J* 2004; 37: 840-848
22. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 2006b; 95: 302-310
23. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. The influence of fatigue loading on the quality of the cement layer and retention strength of carbon fiber post-resin composite core restorations. *Oper Dent* 2005; 30: 220-227
24. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, do Valle AL. Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. *Braz Oral Res* 2007; 21: 159-164

25. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002; 18: 596-602
26. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compend Contin Educ Dent* 2001; 22: 337-340
27. Bouillaguet S, Duroux B, Ciucchi B, Sano H. Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. *J Adhes Dent* 2000; 2: 201-208
28. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003; 19: 199-205
29. Cadenaro M, Breschi L, Rueggeberg FA, Agee K, Di Lenarda R, Carrilho M, Tay FR, Pashley DH. Effect of adhesive hydrophilicity and curing time on the permeability of resins bonded to water vs. ethanol-saturated acid-etched dentin. *Dent Mater* 2009; 25: 39-47
30. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 328-336
31. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 293-298
32. Caplan DJ, Kolker J, Rivera EM, Walton RE. Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth. *Int Endod J* 2002; 35: 193-199
33. Carrigan PJ, Morse DR, Furst ML, Sinai IH. A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. *J Endod* 1984; 10: 359-363
34. Carvalho CA, Cantoro A, Mazzoni A, Goracci C, Breschi L, Ferrari M. Effect of ethanol application on post-luting to intraradicular dentine. *Int Endod J* 2009; 42: 129-135
35. de Castro Albuquerque R, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 936-943
36. Chappell RP, Cobb CM, Spencer P, Eick JD. Dentinal tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding? *J Prosthet Dent* 1994; 72: 183-188



37. Chen L, Lei HY, Xu GF, Liang XP, Li JJ. Bonding interfaces of three kinds of cements and root canal dentin: a scanning electron microscope observation. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2010; 28: 132-134
38. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res* 2005; 84: 223-227
39. Chersoni S, Suppa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH, Prati C. Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dent Mater* 2004a; 20: 796-803
40. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, Huang C, Prati C, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004b; 83: 459-464
41. Chirila TV, Chen YC, Griffin BC, Constable IJ. Hydrophilic sponges based on 2-hydroxyethyl methacrylate. I. effect of monomer mixture composition on the pore size. *Polymer International* 1993; 32: 221-232
42. Cho E, Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1995; 26: 351-358
43. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 540-546
44. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001; 10: 26-36
45. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, Ferrari M. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod* 2006; 32: 537-540
46. Dallari A, Rovatti L. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996: 57-63
47. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 135-141
48. Dickson SS, Peters DD. Leakage evaluation with and without vacuum of two gutta-percha fill techniques. *J Endod* 1993; 19: 398-403

49. Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M. Effect of 2-hydroxyethyl methacrylate pre-treatment on micro-tensile bond strength of resin composite to demineralized dentin. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 1061-1067
50. Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996: 50-56
51. Duret B, Reynaud M, Duret F. A new concept of corono-radicular reconstruction, the Composipost (2). *Chir Dent Fr* 1990; 60: 69-77
52. Eddleston CL, Hindle AR, Agee KA, Carvalho RM, Tay FR, Rueggeberg FA, Pashley DH. Dimensional changes in acid-demineralized dentin matrices following the use of HEMA-water versus HEMA-alcohol primers. *J Biomed Mater Res A* 2003; 67: 900-907
53. Edelhoff D, Yildirim M, Fischer H, Spiekermann H, Rübber A. Wurzelstifte und individuelle Stumpfaufbauten aus Keramik--Erste klinische Erfahrungen mit dem CosmoPost-System. *Quintessenz* 1998; 49: 257-265
54. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997; 8: 306-335
55. Fauchard P. Das Dreyzehnte Kapitel. In: Fauchard P, Hrsg. *Frantzösischer Zahnarzt, oder Tractat Von den Zähnen. Band 2.* Berlin: Johann Andreas Rüdiger, 1733: 189-207
56. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66: 1636-1639
57. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 556-562
58. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, Tay F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2007a; 20: 287-291
59. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res* 2007b; 86: 729-734
60. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni A, Mazzotti G, Cadenaro M, Breschi L. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res* 2009; 88: 951-956

61. Ferrari M, Mannocci F. A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endod J* 2000; 33: 397-400
62. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000a; 13: 255-260
63. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000b; 13: 15B-18B
64. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater* 2001; 17: 422-429
65. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Geppi S. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent* 2002; 15: 227-231
66. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000c; 13: 9B-13B
67. Fogel HM. Microleakage of posts used to restore endodontically treated teeth. *J Endod* 1995; 21: 376-379
68. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 476-482
69. Fox K, Gutteridge DL. An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treated teeth restored by the post and core technique. *Int Endod J* 1997; 30: 361-368
70. Frazer RQ, Kovarik RE, Chance KB, Mitchell RJ. Removal time of fiber posts versus titanium posts. *Am J Dent* 2008; 21: 175-178
71. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 151-157
72. Friedl KH, Powers JM, Hiller KA. Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. *Oper Dent* 1995; 20: 74-80
73. Galhano GA, de Melo RM, Barbosa SH, Zamboni SC, Bottino MA, Scotti R. Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Oper Dent* 2008; 33: 321-324
74. Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1976; 21: 355-362

75. Geis-Gerstorfer J. 5 Nichtedelmetalllegierungen. In: Geis-Gerstorfer J, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band Bd. 1 Grundlagen und Verarbeitung. 8. Auflage. Edited by Eichner K, Kappert HF. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005: 129-136
76. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent* 2004; 32: 629-634
77. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts--a prospective study. *J Can Dent Assoc* 2000; 66: 613-618
78. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992; 8: 197-202
79. Goldman M, Simmonds S, Rush R. The usefulness of dye-penetration studies reexamined. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 67: 327-332
80. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 2008; 87: 1122-1126
81. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater* 2005a; 21: 437-444
82. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent* 2005b; 30: 627-635
83. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent* 2005; 7: 235-240
84. Grandini S, Sapio S, Goracci C, Monticelli F, Ferrari M. A one step procedure for luting glass fibre posts: an SEM evaluation. *Int Endod J* 2004; 37: 679-686
85. Gu XH, Mao CY, Liang C, Wang HM, Kern M. Does endodontic post space irrigation affect smear layer removal and bonding effectiveness? *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 597-603
86. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *J Prosthet Dent* 1977; 38: 413-419

87. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 2004; 83: 843-848
88. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T, Hrsg. Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage. München Jena: Urban & Fischer Verlag, 2003a: 187-188
89. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T, Hrsg. Einführung in die Zahnerhaltung. München Jena: Urban & Fischer Verlag, 2003b: 190-191
90. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T, Hrsg. Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage. München Jena: Urban & Fischer Verlag, 2003c: 162-168
91. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T, Hrsg. Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage. München Jena: Urban & Fischer Verlag, 2003d: 147-155
92. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 438-445
93. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 322-326
94. Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 257-261
95. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials* 2005; 26: 6449-6459
96. Janda R. Chemie und Physik der Kunststoffverbundwerkstoffe. In: Janda R, Hrsg. Kunststoffverbundsysteme : Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. Band 1. Weinheim; Basel (Schweiz); Cambridge; New York, NY: VCH Verlagsgesellschaft mbH, 1990: 139-148
97. Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 1978; 40: 645-649

98. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of polymerization mode and C-factor on cohesive strength of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2012; 28: 722-728
99. Kaelin D, Scharer P. Assembly systems in crown and bridge prosthetics. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991; 101: 456-466
100. Kakehashi Y, Luthy H, Naef R, Wohlwend A, Scharer P. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998; 18: 586-593
101. Kern M, Neikes MJ, Strub JR. Tensile strength of the bond to In-ceram after varying modes of surface conditioning. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991; 46: 758-761
102. Kersten HW, Moorer WR. Particles and molecules in endodontic leakage. *Int Endod J* 1989; 22: 118-124
103. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990; 17: 599-609
104. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003; 14: 13-29
105. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater* 2008; 24: 1412-1419
106. Langeland K. Management of the inflamed pulp associated with deep carious lesion. *J Endod* 1981; 7: 169-181
107. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005; 21: 709-715
108. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004; 20: 29-36
109. Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J* 1988; 165: 95-97
110. Li J, von Beetzen M, Sundstrom F. Strength and setting behavior of resin-modified glass ionomer cements. *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 311-317
111. Love RM, Purton DG. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. *J Dent* 1998; 26: 599-602

112. Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci C, Coniglio I, Ferrari M. Adhesion between fiber posts and resin luting agents: a microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. *J Adhes Dent* 2007; 9: 195-202
113. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 39-44
114. Mannocci F, Ferrari M. Apical seal of roots obturated with laterally condensed gutta-percha, epoxy resin cement, and dentin bonding agent. *J Endod* 1998; 24: 41-44
115. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001a; 85: 284-291
116. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999a; 1: 153-158
117. Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson TF. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins. *J Endod* 1999b; 25: 789-794
118. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod* 2001b; 27: 758-761
119. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *Int Endod J* 2005; 38: 46-51
120. Marending M, Luder HU, Brunner TJ, Knecht S, Stark WJ, Zehnder M. Effect of sodium hypochlorite on human root dentine--mechanical, chemical and structural evaluation. *Int Endod J* 2007; 40: 786-793
121. Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 527-532
122. Masters J, Higa R, Torabinejad M. Effects of vacuuming on dye penetration patterns in root canals and glass tubes. *J Endod* 1995; 21: 332-334
123. Matloff IR, Jensen JR, Singer L, Tabibi A. A comparison of methods used in root canal sealability studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982; 53: 203-208

124. McComb D. Adhesive luting cements--classes, criteria, and usage. *Compend Contin Educ Dent* 1996; 17: 759-762
125. Mendoza DB, Eakle WS. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 591-594
126. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 10-14
127. Mente J, Ferk S, Dreyhaupt J, Deckert A, Legner M, Staehle HJ. Assessment of different dyes used in leakage studies. *Clin Oral Investig* 2010; 14: 331-338
128. Mentink AG, Meeuwissen R, Kayser AF, Mulder J. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 455-461
129. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7: 73-80
130. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991; 70: 72-74
131. Miyazaki M, Iwasaki K, Onose H, Moore BK. Resin-modified glass-ionomers: effect of dentin primer application on the development of bond strength. *Eur J Oral Sci* 1999; 107: 393-399
132. Miyazaki M, Rikuta A, Iwasaki K, Ando S, Onose H. Influence of environmental conditions on bond strength of a resin-modified glass ionomer. *Am J Dent* 1997; 10: 287-290
133. Mjor IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int Endod J* 2001; 34: 346-353
134. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. Flexural properties of resin-modified "hybrid" glass-ionomers in comparison with conventional acid-base glass-ionomers. *Dent Mater J* 1995; 14: 109-119
135. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 593-596
136. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 2008; 87: 974-979



137. Morfis AS. Vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 69: 631-635
138. Morris MD, Lee KW, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001; 27: 753-757
139. Moshonov J, Slutzky-Goldberg I, Gottlieb A, Peretz B. The effect of the distance between post and residual gutta-percha on the clinical outcome of endodontic treatment. *J Endod* 2005; 31: 177-179
140. Muniz L, Mathias P. The influence of sodium hypochlorite and root canal sealers on post retention in different dentin regions. *Oper Dent* 2005; 30: 533-539
141. Nakabayashi N. The hybrid layer: a resin-dentin composite. *Proc Finn Dent Soc* 1992; 88 Suppl 1: 321-329
142. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 1992a; 23: 135-141
143. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 1992; 8: 125-130
144. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater* 1992b; 8: 259-264
145. Nakanuma K, Hayakawa T, Tomita T, Yamazaki M. Effect of the application of dentin primers and a dentin bonding agent on the adhesion between the resin-modified glass-ionomer cement and dentin. *Dent Mater* 1998; 14: 281-286
146. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 519-524
147. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008; 34: 1006-1010
148. Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow MF, Tagami J. Bond strengths to endodontically-treated teeth. *Am J Dent* 1999; 12: 177-180
149. Nishitani Y, Yoshiyama M, Hosaka K, Tagami J, Donnelly A, Carrilho M, Tay FR, Pashley DH. Use of Hoy's solubility parameters to predict water sorption/solubility of experimental primers and adhesives. *Eur J Oral Sci* 2007; 115: 81-86

150. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 304-308
151. Oliver CM, Abbott PV. Correlation between clinical success and apical dye penetration. *Int Endod J* 2001; 34: 637-644
152. Oliver CM, Abbott PV. Entrapped air and its effects on dye penetration of voids. *Endod Dent Traumatol* 1991; 7: 135-138
153. Osorio R, Toledano M, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR. Effect of load cycling and in vitro degradation on resin-dentin bonds using a self-etching primer. *J Biomed Mater Res A* 2005; 72: 399-408
154. Ozok AR, Wu MK, Wesselink PR. Comparison of the in vitro permeability of human dentine according to the dentinal region and the composition of the simulated dentinal fluid. *J Dent* 2002; 30: 107-111
155. Ozturk B, Özer F. Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls. *J Endod* 2004; 30: 362-365
156. Paque F, Luder HU, Sener B, Zehnder M. Tubular sclerosis rather than the smear layer impedes dye penetration into the dentine of endodontically instrumented root canals. *Int Endod J* 2006; 39: 18-25
157. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667-2682
158. Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006; 22: 752-758
159. Perdigao J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, Garcia-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater* 2000; 16: 311-323
160. Pereira PN, Yamada T, Inokoshi S, Burrow MF, Sano H, Tagami J. Adhesion of resin-modified glass ionomer cements using resin bonding systems. *J Dent* 1998; 26: 479-485
161. Peters LB, Harrison JW. A comparison of leakage of filling materials in demineralized and non-demineralized resected root ends under vacuum and non-vacuum conditions. *Int Endod J* 1992; 25: 273-278
162. Peutzfeldt A. Compomers and glass ionomers: bond strength to dentin and mechanical properties. *Am J Dent* 1996; 9: 259-263

163. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004; 32: 109-115
164. Pfaff P. § 73 Von Zähnen mit einen Zapfen. In: Pfaff P, Hrsg. Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten. Berlin: Haude und Spener, 1756: 147-149
165. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod* 2005; 31: 891-894
166. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995; 7: 83-94
167. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005; 30: 382-388
168. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007; 23: 1129-1135
169. Purton DG, Chandler NP, Qualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence Int* 2003; 34: 366-369
170. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996; 27: 93-97
171. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, Ferrari M. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater* 2009; 25: 837-844
172. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *Eur J Oral Sci* 2008; 116: 557-563
173. Regener E. 1989: Dr. Regener Landkarte Version 7.2. <http://www.drregener.de> (7.4.2007)
174. Reich SM, Wichmann M, Frankenberger R, Zajc D. Effect of surface treatment on the shear bond strength of three resin cements to a machinable feldspathic ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 74: 740-746
175. Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod* 2003; 29: 125-131

176. Reis KR, Spyrides GM, Oliveira JA, Jnoub AA, Dias KR, Bonfantes G. Effect of cement type and water storage time on the push-out bond strength of a glass fiber post. *Braz Dent J* 2011; 22: 359-364
177. Riedling W, Kappert HF. Changes in gingival color after exchange of root canal post and provision of a cast glass ceramic. Case report. *Quintessenz* 1988; 39: 1919-1925
178. de Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 2000; 13: 19B-21B
179. Robertson DC, Leeb IJ. The evaluation of a transparent tooth model system for the evaluation of endodontically filled teeth. *J Endod* 1982; 8: 317-321
180. Roda RS, Gutmann JL. Reliability of reduced air pressure methods used to assess the apical seal. *Int Endod J* 1995; 28: 154-162
181. Rogic-Barbic M, Segovic S, Pezelj-Ribaric S, Borcic J, Jukic S, Anic I. Microleakage along Glassix glass fibre posts cemented with three different materials assessed using a fluid transport system. *Int Endod J* 2006; 39: 363-367
182. Rosales-Leal JI, Osorio R, Holgado-Terriza JA, Cabrerizo-Vilchez MA, Toledano M. Dentin wetting by four adhesive systems. *Dent Mater* 2001; 17: 526-532
183. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 595-601
184. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 1990; 69: 1652-1658
185. Sadek FT, Pashley DH, Nishitani Y, Carrilho MR, Donnelly A, Ferrari M, Tay FR. Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *J Biomed Mater Res A* 2008; 84: 19-29
186. dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Correa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod* 2008; 34: 299-302
187. dos Santos GO, dos Santos ME, Sampaio EM, Dias KR, da Silva EM. Influence of C-factor and light-curing mode on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent* 2009; 34: 544-550

188. Schmeissner H. Pin-anchored crowns from the prosthodontic viewpoint. *Dtsch Zahnarztl Z* 1985; 40: 1089-1093
189. Schmeissner H. Indications and construction of a post-anchored artificial tooth. *Zahnarztl Mitt* 1983; 73: 1339-1342
190. Schmitter M, Hamadi K, Rammelsberg P. Survival of two post systems--five-year results of a randomized clinical trial. *Quintessence Int* 2011; 42: 843-850
191. Schwartz RS. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. *J Endod* 2006; 32: 1125-1134
192. Schwartz RS, Fransman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *J Endod* 2005; 31: 151-165
193. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004; 30: 289-301
194. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97: 381-387
195. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 5-9
196. da Silva LM, Andrade AM, Machuca MF, da Silva PM, da Silva RV, Veronezi MC. Influence of different adhesive systems on the pull-out bond strength of glass fiber posts. *J Appl Oral Sci* 2008; 16: 232-235
197. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J* 2001; 34: 120-132
198. Skiljan I. 1996: IrfanView 4.00. <http://www.irfanview.de> (6.8.2007)
199. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1997; 28: 457-462
200. Spangberg LS, Acierno TG, Yongbum Cha B. Influence of entrapped air on the accuracy of leakage studies using dye penetration methods. *J Endod* 1989; 15: 548-551
201. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978; 39: 400-405

202. Susini G, Pommel L, About I, Camps J. Lack of correlation between ex vivo apical dye penetration and presence of apical radiolucencies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 102: 19-23
203. Swift EJ Jr, Pawlus MA, Vargas MA. Shear bond strengths of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent* 1995; 20: 138-143
204. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 331-336
205. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 2005; 31: 584-589
206. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003a; 69: 726-731
207. Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003b; 16: 6-12
208. Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MR, Hur YB, Garrett LV, Tay KC. Bonding BisGMA to dentin--a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res* 2007; 86: 1034-1039
209. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002; 30: 371-382
210. Thaler A, Ebert J, Petschelt A, Pelka M. Influence of tooth age and root section on root dentine dye penetration. *Int Endod J* 2008; 41: 1115-1122
211. Titley KC, Smith DC, Chernecky R, Maric B, Chan A. An SEM examination of etched dentin and the structure of the hybrid layer. *J Can Dent Assoc* 1995; 61: 887-894
212. Tjan AH, Grant BE, Dunn JR. Microleakage of composite resin cores treated with various dentin bonding systems. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 24-29
213. Torbjørner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 1996; 104: 605-611
214. Tronstad L. The Endodontium. In: Tronstad L, Hrsg. In: *Clinical endodontics: a textbook*. 3. Auflage. Edited by Tronstad L. Stuttgart: Thieme, 2008: 1-30

215. Uno S, Finger WJ, Fritz U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1996; 12: 64-69
216. Vano M, Carvalho C, Sedda M, Gabriele M, Garcia-Godoy F, Ferrari M. The influence of storage condition and duration on the resistance to fracture of different fiber post systems. *Am J Dent* 2009; 22: 366-370
217. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 2002; 18: 495-502
218. Vichi A, Vano M, Ferrari M. The effect of different storage conditions and duration on the fracture strength of three types of translucent fiber posts. *Dent Mater* 2008; 24: 832-838
219. Voco GmbH. 2013: Der Haftungsmechanismus. In: Wissenschaftliche Produktinformation Solobond Plus.  
[http://www.voco.de/de/products/\\_products/solobond\\_plus/](http://www.voco.de/de/products/_products/solobond_plus/) (18.07.2013)
220. Völkel T. 2004: Technische Daten. In: Wissenschaftliche Dokumentation FRC Postec Plus.  
<http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/p/zahnarzt/glasfaser-verstaerkte-wurzelstifte/frc-postec-plus-> (18.07.2013)
221. Vorderwülbecke H. 2008: Die Retention zahnfarbener Wurzelkanalstifte des Erlanger Systems in Abhängigkeit von dualhärtenden Zementen und Vorbehandlungstechniken: Eine In-Vitro-Studie. Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg,  
<http://sundoc.bibliothek.uni-halle.de/diss-online/08/08H052/index.htm> (14.09.2012)
222. Wang YJ, Raffaelli O, Zhang L, Chen JH, Ferrari M. Effect of different bonding procedures on micro-tensile bond strength between a fiber post and resin-based luting agents. *J Oral Sci* 2007; 49: 155-160
223. Wang YJ, Zhang L, Chen JH, Goracci C, Ferrari M. Influence of C-factor on the microtensile bond strength between fiber posts and resin luting agents. *J Adhes Dent* 2008; 10: 385-391
224. Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dent Mater* 2008; 24: 1512-1517

225. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *J Endod* 1991; 17: 293-297
226. Wirz J, Christ R. In vitro study of the occurrence of screw and pin corrosion in dental prosthesis structures. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1982; 92: 408-428
227. Wrbas KT, Altenburger MJ, Schirrmeister JF, Bitter K, Kielbassa AM. Effect of adhesive resin cements and post surface silanization on the bond strengths of adhesively inserted fiber posts. *J Endod* 2007; 33: 840-843
228. Yiu CK, King NM, Carrilho MR, Sauro S, Rueggeberg FA, Prati C, Carvalho RM, Pashley DH, Tay FR. Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. *Biomaterials* 2006; 27: 1695-1703
229. Youngson CC, Jones JC, Manogue M, Smith IS. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *Int Endod J* 1998; 31: 90-99
230. Zappini G, Seitner T. Röntgenopazität und Lichtleitung von glasfaserverstärkten Wurzel-stiften - In-vitro-Untersuchung und Fallbericht. *Quintessenz* 2005; 56: 875-888
231. Zhang L, Magni E, Radovic I, Wang YJ, Chen JH, Ferrari M. Effect of curing modes of dual-curing luting systems and root regions on retention of translucent fiber posts in root canals. *J Adhes Dent* 2008; 10: 219-226
232. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 2008; 24: 967-977



## **8. Danksagung**

Meinen Eltern, Karin Rieck-Bahr und Reinhard Bahr, möchte ich besonders danken, da mir ihre Liebe und Unterstützung Kraft für alles gaben.

Mein großer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Andreas Braun für die Überlassung des Themas, vor allem aber für die hilfreiche Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse und wie er mir stets mit seinem Wissen und Kenntnissen zur Seite gestanden hat.

Frau Monika Lange danke ich außerordentlich für ihre Unterstützung und Hilfe bei der Klärung der Präparate.

Bei Frau Hannelore Stachel möchte ich mich sehr für ihre Unterstützung und Hilfe bei der fotografischen Auswertung bedanken.

Herrn OA Dr. med. dent. Joachim Schröder danke ich für das zeitweilige Überlassen seines Behandlungsraumes zur endodontischen Vorbehandlung der Präparate.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Matthias Frentzen danke ich für die Nutzungsmöglichkeit des Rasterelektronenmikroskops.